

TESIS DE DOCTORADO

**FIABILIDAD Y VALIDEZ
DE DOS PRUEBAS DE
EXPLORACIÓN DEL
TONO MUSCULAR EN
RELACIÓN CON EL
CONTROL POSTURAL EN
NIÑOS**

Orlando Conde Vázquez

ESCUELA DE DOCTORADO EN CIENCIAS DA SAÚDE DA USC
PROGRAMA DE DOCTORADO EN INVESTIGACIÓN CLÍNICA EN MEDICINA

SANTIAGO DE COMPOSTELA
2019



DECLARACIÓN DEL AUTOR DE LA TESIS

Fiabilidad y validez de dos pruebas de exploración del tono muscular en relación con el control postural en niños

D./Dña. Orlando Conde Vázquez

*Presento mi tesis, siguiendo el procedimiento adecuado al
Reglamento, y declaro que:*

- 1) *La tesis abarca los resultados de la elaboración de mi trabajo.*
- 2) *En su caso, en la tesis se hace referencia a las colaboraciones que tuvo este trabajo.*
- 3) *La tesis es la versión definitiva presentada para su defensa y coincide con la versión enviada en formato electrónico.*
- 4) *Confirmo que la tesis no incurre en ningún tipo de plagio de otros autores ni de trabajos presentados por mí para la obtención de otros títulos.*
- 5) *No poseer ningún conflicto de interés en la realización de mi trabajo.*

En Santiago de Compostela, 4 de Junio de 2019

Fdo.





AUTORIZACIÓN DEL DIRECTOR / TUTOR DE LA TESIS

**Fiabilidad y validez de dos pruebas de
exploración del tono muscular en relación
con el control postural en niños**

D./Dña. Juan Antonio Suárez Quintanilla

INFORMA/N:

*Que la presente tesis, corresponde con el trabajo realizado por D/Dña. **Orlando Conde Vázquez**, bajo mi dirección, y autorizo su presentación, considerando que reúne los requisitos exigidos en el Reglamento de Estudios de Doctorado de la USC, y que como director de ésta no incurre en las causas de abstención establecidas en Ley 40/2015.*

En Santiago de Compostela, 24 de Junio de 2019

Fdo.





*A Álex, Julia, Roi y Lorena,
A mis padres,*





AGRADECIMIENTOS

La culminación del presente proyecto no hubiera sido posible sin el esfuerzo y apoyo de todas aquellas personas que, en mayor o menor medida, han ayudado a que llegase a su fin. Son muchas las personas que se han cruzado en mi camino y de las que he logrado aprender, entusiasmarme, conocer o investigar en distintos campos del mundo médico. A algunas de ellas quiero expresarle un agradecimiento especial.

En primer lugar, el reconocimiento a mis padres y hermana, sin cuyo soporte, palabra y aliento no hubiera podido alcanzar todo aquello que soy hoy en día; los valores transmitidos han sido determinantes en el devenir de mi vida.

A mi esposa, apoyo vital para alcanzar las metas obtenidas hasta el momento y cuya sola presencia a mi lado me da fuerzas para continuar adelante. No logro imaginar a otra mujer como madre de mis hijos.

He de reconocer el ánimo y la ayuda prestada por Philippe Villeneuve, gracias al cual emprendí este estudio y admirar, a sus 93 años, al Dr. Pierre-Marie Gagey, incansable trabajador del estudio del tono muscular en relación con la postura.

Al Prof. Dr. Juan Antonio Suárez Quintanilla por su tiempo, sus consejos y sobre todo por brindarme nuevas oportunidades. A todos los participantes que dispusieron de su tiempo para la realización del presente trabajo, por su generosa aportación al mundo investigador.



RESUMEN

[Objetivo] Conocer el grado de reproductibilidad intra e interobservador de un test activo en relación con el tono muscular, así como el impacto de una estimulación exteroceptiva plantar en el mismo y las relaciones con ciertas variables baropodométricas. Estudiar la implicación del sistema estomatognático en relación con una prueba pasiva del tono muscular. Conocer el impacto sobre el control motor a través de la medición de valores en un baropodómetro digital. **[Material y métodos]** Estudio 1: Estudio observacional sobre 24 sujetos de 11-12 años de edad sometidos a test-retest por 2 operadores y sometidos a intervención, y su relación con las variables de una plataforma de presiones. Estudio 2: Estudio cuasi-experimental de 28 sujetos medidos en test-retest por 1 operador con diferentes intervenciones en la posición mandibular y medición con plataforma de presiones. **[Resultados]** El test de estabilidad pélvica unipodal ofrece un grado de concordancia interobservador de leve a moderado, e intraobservador de moderado a sustancial. Asimismo, expresa una relación con el control de carga del sujeto. La intervención efectuada no ofrece asociación alguna con el test y/o con las variables medidas. El test pasivo de rotadores de cadera ofrece una relación estadística con el sistema estomatognático, pero la relación causal permanece incierta. **[Conclusión]** El test de estabilidad pélvica unipodal es aceptable para el uso clínico, pudiendo formar parte de una batería de test cuando exista dolor musculoesquelético. El test de rotadores manifiesta una alteración tónica en relación con las diferentes posiciones de la mandíbula, pero su uso clínico no es recomendable mientras no muestre una fiabilidad y validez suficientes.

Palabras clave: postura; tono muscular; niños; reproducibilidad de resultados; test manuales.



ABSTRACT

[Purpose] Study the degree of intra and interobserver reproducibility of an active test in relation to muscle tone, the impact of an exteroceptive stimulus applied in the foot sole and the relationships with certain barodopometric parameters. Study the involvement of the stomatognathic system in relation to a passive test of muscle tone. Obtain the impact on motor control through the measurement of values in a digital baropodometer. **[Material and Methods]** Study 1: Observational study of 24 children of 11-12 years of age subjected to test-retest by 2 operators and under intervention, and their relationship with the variables of a pressure platform. Study 2: Quasi-experimental design of 28 subjects measured in test-retest by 1 operator with different interventions in the mandibular position and measurement of the relationships with the values of a pressure platform. **[Results]** The unipodal pelvic stability test offers a degree of interobserver concordance of mild to moderate, and a degree of intraobserver of moderate to substantial. It expresses a relationship with the motor control system of the subject. The intervention performed does not offer any association with the test and/or the measured variables. The passive 'hip rotators test' offers a statistical relationship with the stomatognathic system, but causal relationship remains unclear. **[Conclusion]** The unipodal pelvic stability test is acceptable for clinical use, and may be part of a tests-box when musculoskeletal pain exists. The 'hip rotators test' shows a muscle tone alteration in relation to the different positions of the jaw, but its clinical use is not recommended until it shows sufficient reliability and validity.

Key words: posture; muscle tone; child; reproducibility of results; manual tests.



GLOSARIO:

AAOMPT	<i>American Academy of Orthopaedic Manual Physical Therapists</i>
a. C.	Antes de Cristo
d. C.	Después de Cristo
s.	Siglo
MeSH	<i>Medical Subject Headings</i>
AFP	<i>Association Française de Posturologie</i>
SNC	Sistema Nervioso Central
CdP	Centro de presión
CdM	Centro de masa
Hz	Hercio/s
FAII	<i>Fast adapting type II</i>
EMG	Electromiograma
APA	<i>Anticipatory postural adjustments</i>
EPA	<i>Early anticipatory adjustments</i>
ASA	<i>Anticipatory synergy adjustments</i>
CPA	<i>Consecutive postural adjustments</i>
VOR	<i>Vestibulo-ocular reflex</i>
VCR	<i>Vestibulo-colic reflex</i>
VSR	<i>Vestibulo-spinal reflex</i>
ms	Milisegundo
s	Segundo
EIPS	Espina/s ilíaca/s postero-superior/es
kPa	Kilopascal
m	Metro
cm	Centímetro
mm	Milímetro
ANOVA	<i>Analysis of Variance</i>
p	Valor de probabilidad
LFS	Longitud en función de la superficie
IMC	Índice de masa corporal
Ant.	Anterior
Dcha.	Derecha
%Crg.	Porcentaje de carga
Med.	Media
Desv.	Desviación típica
Máx.	Máximo
Mín.	Mínimo
OA	Ojos abiertos
OC	Ojos cerrados

PDM	Posición de descanso mandibular
IM	Intercuspidación máxima
SD	Sin contacto dental
ECOM	Esternocleido-occipitomastoideo/s
ECG	Electrocardiograma
EEG	Electroencefalograma
PPPD	<i>Persistent postural-perceptual dizziness</i>
ed.	Edición







Tabla de contenido

CAPÍTULO I: MARCO TEÓRICO

1. INTRODUCCIÓN Y MARCO CONCEPTUAL.....	25
1.1 INTRODUCCIÓN	25
1.2 MARCO CONCEPTUAL E HISTÓRICO DE LA MEDICINA MANUAL.....	28
1.2.1 Desarrollo histórico.....	29
1.3 MARCO CONCEPTUAL E HISTÓRICO DE LA POSTUROLOGÍA.....	31
1.3.1 Posturología, hacia un nuevo campo de conocimiento	31
1.3.2 Registro de la oscilación postural.....	32
1.4 ENCUENTRO DE LA TERAPIA MANUAL Y LA POSTUROLOGÍA.....	36
1.4.1 El concepto biomecánico de la postura.....	37
1.4.2 Modelo de tensegridad.....	41
1.4.3 Abordaje manual del sistema somatosensorial.....	43
1.4.4 Sistema somatosensorial y postura	45
2. RECUERDO ANATOMOFISIOLÓGICO.....	49
2.1 ESQUEMA POSTURAL INTERNO	49
2.2 CAPTORES DEL SISTEMA: LAS AFERENCIAS SENSORIALES	51
2.2.1 Aferencias somatosensoriales.....	51
2.2.2 Aferencias visuales	60
2.2.3 Aferencias vestibulares	64
2.3 AJUSTES POSTURALES Y SINERGIAS POSTURALES	70
2.4 CONTROL POSTURAL Y MOVIMIENTO VOLUNTARIO.....	72
2.4.1 Bucles de información refleja.....	73
2.4.2 Información cortical, subcortical y cerebelar	75
2.5 MODELOS COMPUTACIONALES DEL CONTROL POSTURAL Y ESTRATEGIAS DE EQUILIBRACIÓN.....	78
3. JUSTIFICACIÓN.....	87

CAPÍTULO II: MARCO EXPERIMENTAL

4. ESTUDIO EXPERIMENTAL 1:	95
4.1 INTRODUCCIÓN	95
4.2 DISEÑO DEL ESTUDIO	95
4.3 MATERIAL Y MÉTODOS.....	98
4.3.1 Población de estudio	98

4.3.2 El test de estabilidad pélvica unipodal o test de “cadenas estabilizadoras”	99
4.3.3 La plataforma de presiones.....	101
4.3.4 Intervención.....	101
4.3.5 Análisis estadístico	102
4.4 RESULTADOS	102
4.4.1 Resultados descriptivos.....	102
4.4.2 Resultados analíticos.....	106
4.5 DISCUSIÓN	114
5. ESTUDIO EXPERIMENTAL 2	121
5.1 INTRODUCCIÓN	121
5.2 DISEÑO DEL ESTUDIO	121
5.3 MATERIAL Y MÉTODOS.....	123
5.3.1 Población de estudio	123
5.3.2 El test de rotadores.....	123
5.3.3 La plataforma de presiones.....	124
5.3.4 Intervención.....	125
5.3.5 Análisis estadístico	125
5.4 RESULTADOS	126
5.4.1 Resultados descriptivos.....	126
5.4.2 Resultados analíticos.....	128
5.5 DISCUSIÓN	131
6. CONCLUSIÓN	143
7. BIBLIOGRAFÍA.....	147
8. ANEXOS	169





CAPÍTULO I

MARCO TEÓRICO



1. INTRODUCCIÓN Y MARCO CONCEPTUAL

1.1 INTRODUCCIÓN

El presente trabajo surge de la necesidad de avanzar en el terreno de la exploración manual del clínico en un campo que presenta muchas luces y sombras, el de la valoración del tono muscular. Desde el momento en el que se apoyan las manos en un sujeto la valoración siempre tendrá un marcado carácter subjetivo que puede alterar la interpretación de los resultados, es deber del clínico intentar minimizar los errores en este apartado y es deber de la ciencia médica el investigar y ahondar en este tipo de cuestiones en aras de una mayor fiabilidad y validez de dichas pruebas.

En la actualidad la aparición de tecnología ayuda en la valoración de las propiedades musculares. Así, a través de la EMG somos capaces de medir la actividad eléctrica de un músculo dado mediante potenciales de activación detectados por electrodos, o calificar la respuesta contráctil en base a una activación artificial de las fibras musculares mediante corriente. Incluso hemos avanzado hasta el punto de que la ciencia es capaz de obtener patrones de activación cerebral ante respuestas musculares dadas, ver qué zonas se activan/inhiben y, en definitiva, crear un mapeo cerebral en relación a la actividad motriz monitorizada (Dai et al., 2001); ello ha sido posible gracias a la resonancia magnética funcional. Pero este tipo de dispositivos solo se usan en casos muy concretos, requieren de tiempo y personal cualificado para su uso, una inversión económica importante y aún así, en el caso de múltiples patologías que conciernen a la actividad neuromuscular, se demuestran incapaces en la orientación diagnóstica o bien las anormalidades encontradas no encajan en la sintomatología del paciente (Brinjkji et al., 2015; Culvenor et al., 2018; Nakashima et al., 2015). Aún así, nuevas

aplicaciones diagnósticas del ultrasonido en combinación con un emisor de vibración parecen detectar con una buena sensibilidad la aparición de puntos gatillo miofasciales que sin duda alterarán las propiedades viscoelásticas del tejido (Turo et al., 2013), pero no eliminan las desventajas enumeradas anteriormente.

En los últimos años ha cobrado fuerza la relación entre estabilidad y postura, teniendo como nexo de unión el funcionamiento del sistema neuromusculoesquelético. Se observa su implicación en un sinnúmero de disfunciones tales como lumbalgia, cervicalgia, desórdenes temporomandibulares, patología de rodilla y/o fibromialgia (Ayhan et al., 2016; Nota et al., 2017; Peultier et al., 2017; Treleaven, 2017). Las teorías actuales recogen que el patrón de comportamiento muscular estaría alterado en la patología con un objetivo antiálgico, aunque el control postural no se explica simplemente por cambios en la excitabilidad del sistema motor. Estas alteraciones darían como resultado una actividad muscular diferente que podrían tener un impacto en el rango de movimiento, en la biomecánica o cambios estabilométricos respecto a la normalidad, de forma que, a través del estudio de los patrones de activación neuromusculares en el control postural del sujeto se puede obtener una información de este complejo sistema de regulación motriz. Siguiendo esta línea se ha investigado la activación/inhibición de ciertos músculos durante la bipedestación, obteniendo patrones de activación alterados para el erector espinal y el glúteo medio en individuos con dolor lumbar (Koch & Hänsel, 2019). En el primer estudio de nuestra investigación intentamos responder a las preguntas que se desprenden de estas observaciones: ¿es posible que determinadas sinergias musculares puedan ser medibles manualmente? Sin duda esto sería un gran paso clínico en la valoración, diagnóstico y adecuación de la terapéutica de los pacientes. ¿Qué fiabilidad tendrían dichas mediciones efectuadas por distintos terapeutas? Aumentar el grado de reproducibilidad aumenta la fiabilidad de la prueba y ayuda al entendimiento entre profesionales de la salud. ¿Hay una relación entre el resultado de determinadas pruebas de control motor y la actividad del sistema postural del individuo? Si no se proveen métodos de valoración (dispositivos tecnológicos u otros) que ayuden en la exploración, que la simple inspección manual de un individuo muestre ciertas relaciones con el binomio sistema neural-sistema musculoesquelético merece toda nuestra atención.

Pero las propiedades del tono muscular no se limitan a sus características en la contracción activa, el sistema miofascial provee además una serie de particularidades pasivas que el clínico puede explorar. Desde hace años se conocen la viscosidad, la tixotropía o la viscoelasticidad musculares (Masi & Hannon, 2008). La primera de ellas es una medida dependiente del tiempo que hace referencia al grado de fuerza cortante o de tracción necesario para deformar un fluido. La tixotropía hace referencia a la propiedad de un tejido de volverse fluido cuando se perturba o se sacude y de volver a sus características primarias en reposo, mientras que la viscoelasticidad es la propiedad muscular de ser tanto elástico como viscoso. En tanto que la palpación del clínico sea capaz de detectar la firmeza, la resistencia al estiramiento y/o la flexibilidad muscular, ¿hasta qué punto estas propiedades pasivas contribuyen en sus sensaciones? y ¿tienen alguna relación con el sistema de control motor? En el 2º estudio experimental relatado se exploran las relaciones entre estas propiedades pasivas musculares y las variaciones de la oclusión en niños/as, apoyándose en los hallazgos previos de otros investigadores (Gangloff, Louis & Perrin, 2000; Rocha, Croci & Caria, 2013; Tardieu et al., 2009) y se abordan los posibles mecanismos causales. Asimismo, se han investigado las variables de control de la postura en bipedestación y el impacto que sobre ellas pudiera tener la variación en el sistema estomatognático.

El lector podrá comenzar con una pequeña introducción acerca de la materia de la cual se desprenden los test objeto de investigación, la Posturología, término actualmente en entredicho por no tratarse de un área específica de estudio ya que abarca un extenso campo de conocimiento en el que se integran conceptos del control motor humano en relación con la postura bipedesta, pero también, y de forma transversal, atañe a materias como la neuro-otología, la podología, la visión y la terapia manual. Ulteriormente se hará un repaso de la anatomía y fisiología para conocer cómo el ser humano mantiene una relación continua con el medio (interno y externo) para conocer su posición y ajustarla en consecuencia. Por ello se describirán los sensores que pone en juego para conocer dichas referencias, las vías y núcleos del sistema nervioso y los circuitos de información y su funcionamiento. Se observarán brevemente los modelos conceptualizados en la actualidad para el estudio de la postura bípeda y las estrategias de equilibración.

En el siguiente apartado se justifica la necesidad, esbozada en esta introducción sucintamente, de abordar el estudio de ciertas pruebas manuales en relación con el control postural a fin de mejorar aspectos de su fiabilidad y validez que a su vez otorguen al clínico nuevas herramientas para la evaluación diagnóstica o de control de la evolución de un sujeto.

En el capítulo II de la presente tesis se expondrán, según el método científico, los estudios llevados a cabo por el investigador y las conclusiones a las que ha llegado. Para rematar se expone un capítulo de conclusión general de la obra en relación con lo que se ha expuesto hasta el momento y el grado de conocimiento actual en este campo.

1.2 MARCO CONCEPTUAL E HISTÓRICO DE LA MEDICINA MANUAL

El desarrollo de la **terapia manual** a lo largo de los últimos 30 años ha dado un salto cualitativo y cuantitativo enorme, de tal modo que ha ido generándose un hueco en la atención clínica a la población, integrándose en el área médica o como parte de las llamadas “medicinas complementarias” (Fisher & Ward, 1994). El concepto surge de la necesidad de tener un denominador común de todas aquellas técnicas que el clínico puede aplicar manualmente con un sentido terapéutico. De hecho, la Academia Americana de Fisioterapeutas Manuales Ortopédicos la define como

“todo tratamiento proporcionado por el terapeuta en el cual te ponga la mano encima” (AAOMPT)

para a continuación añadir que

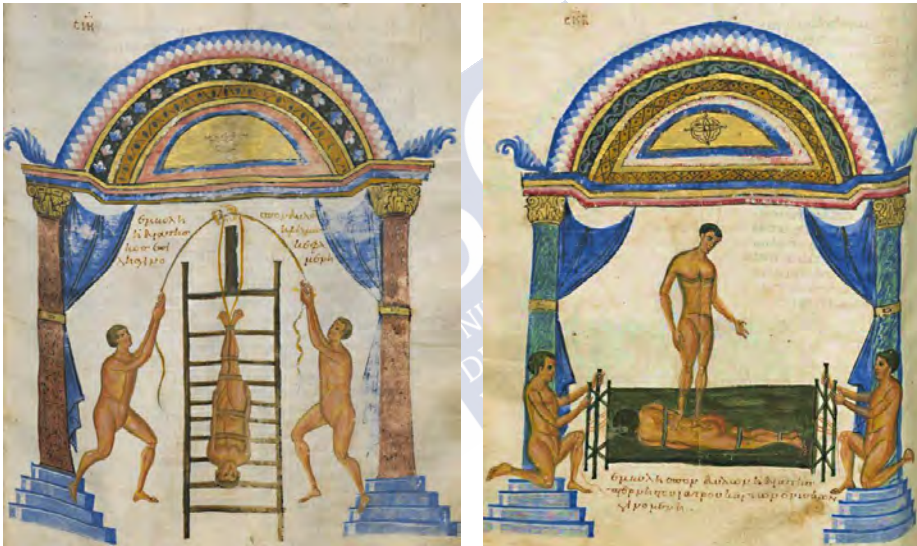
“puede incluir movilizaciones articulares en direcciones específicas y a distintas velocidades, movimientos pasivos de la parte corporal afectada o movimientos contra la resistencia del terapeuta para aumentar la activación muscular y el *timing*. También pueden usarse técnicas [seleccionadas] específicas de tejidos blandos para mejorar la movilidad y función del tejido y de los músculos”

En la misma línea, Smith la define como el

“uso de las manos para aplicar una fuerza con una intención terapéutica” (Smith, 2007)

1.2.1 Desarrollo histórico

En efecto, el uso de las manos en un intento de mejorar la salud es inherente a la sociedad humana. Ya desde la medicina china y ayurvédica se menciona el uso combinado de técnicas de masaje y gimnasia (Kladny, 2015) y tanto el Antiguo Testamento como los trabajos de Hipócrates (460 – 370 a. C.) recogen el uso de ciertas manipulaciones para el alivio del dolor o tratamiento de la escoliosis (Pettman, 2007; Smith, 2007), continuadas por Galeno (129 – 201 d.



Figs. 1 y 2. Detalles de trabajo sobre escoliosis según Hipócrates. Plut 74.7, cartas 200r y 203v; *Biblioteca Medicea Laurenziana*, Florencia. Con permiso del MiBAC. Queda prohibida cualquier reproducción posterior por cualquier medio.

C.) y más tarde por la corriente médica árabe. Así, no es sorprendente encontrarse hasta bien entrada la Edad Media los bancos de estiramiento “*hippocraticum scamnum*” para la columna vertebral ideados por el padre de la medicina, donde se ataba al paciente y se intentaba corregir la giba por presión mediante las manos, pies o sentándose encima; así como mecanismos de suspensión del sujeto al

cual se le aplicaban fuerzas correctoras sobre la deformación escoliótica (Kladny, 2015) (ver figuras 1 y 2).

Estos mismos mecanismos eran usados por Ambroise Paré en el s. XVI para tratar las cifosis torácicas (Smith, 2007). A partir del s. XVII tenemos constancia en Europa del trabajo manual de los *bone setters* (hueseros), gente por lo general no formada médicamente que a través del trabajo manipulativo incidía en dolores articulares, luxaciones e incluso reducción de fracturas, pero por lo general eran vistos con cierto desdén e incluso animadversión por la comunidad médica contemporánea (Pettman, 2007).

A raíz de las nuevas filosofías de tratamiento iniciadas en Estados Unidos en el siglo XIX, como la osteopatía y la quiropraxia, la terapéutica manual alcanza un notable ascenso en la práctica diaria. Pettman (2007) hace hincapié en la mala calidad del conocimiento científico médico norteamericano de la época, unido a la falta de medios asépticos y tecnológicos, como posibles factores para una época tan oscura de la medicina, con lo que las técnicas manuales ganaron adeptos y dieron lugar a la creación de varias escuelas de formación; la primera de ellas el *American Osteopathic College* en Kirksville, Missouri, en 1892 gracias a Andrew Taylor Still, fundador de la osteopatía y la corriente quiropráctica en manos de Daniel David Palmer en 1897 con la apertura de *The Palmer College of Cure*, en Davenport, Iowa. Curiosamente, el desarrollo del cuerpo de conocimiento, colegios y tipo de tratamiento, a pesar de ser análogo, llevó a la osteopatía al reconocimiento legal como profesionales de la **medicina física** en EE.UU., pero no a la quiropraxia.

En Europa, el desarrollo de la medicina manual se debió en parte a la atención que algunos clínicos sí ofrecieron a los *bone setters*, fuese para animar a la práctica de la manipulación corporal apoyándose en el conocimiento anatómico (Hood, 1871) o bien para prevenir de ese tipo de tratamientos, indicando que solo en algún caso de esguinces o bloqueos articulares podrían ser idóneos efectuados de la manera adecuada (Paget, 1867). Posteriormente, a través del legado de las sagas Mennell y Cyriax, la terapia manual se recoge en los estudios de fisioterapia, medicina física y rehabilitación, creando la *North American Academy of Manipulative Medicine* (NAAMM), que se fusiona en 1992 con la *American Association of Orthopaedic Medicine*, aumentando su expansión con el desarrollo de la fisioterapia, que organiza un sub-grupo particular dentro de la *World*

Confederation for Physical Therapy (WCPT), la *International Federation of Orthopaedic Manipulative Physical Therapists* (IFOMPT) creada en 1974.

1.2.2 Marco académico

Hoy en día existen 37 facultades de medicina osteopática en Norteamérica y 18 colegios de quiropraxia ('Appendix 4', 2014).

Actualmente en España los planes de estudios de los grados de medicina (45 en el curso académico 2018/19) no recogen ninguna materia que ofrezca el abordaje terapéutico manual, aunque 31 de los centros sí ofrecen asignaturas que versan sobre **medicina física y rehabilitación** (68,89%). Hoy en día existen 59 facultades en las que se imparte el grado de fisioterapia, cuyos currículos integran esta terapéutica, si bien solo en 39 de ellas (un 50,85%) se hace referencia expresa a una asignatura de terapia manual o de alguno de los abordajes manuales existentes (Anexo 1).

1.3 MARCO CONCEPTUAL E HISTÓRICO DE LA POSTUROLOGÍA

Una búsqueda simple del vocablo "Posturología" en los *Medical Subject Headings* (MeSH) nos alerta de su... ausencia. En efecto, a pesar de que los desequilibrios posturales en el cuerpo humano han sido largamente estudiados en medicina (el lector podrá comprobar en los MeSH los términos "postural" y "equilibrio"), la ciencia que estudia en último término el complejo sistema de mantenimiento de la postura aún está en desarrollo.

1.3.1 Posturología, hacia un nuevo campo de conocimiento

El término es reciente y nace tras la determinación de científicos franceses y japoneses en su búsqueda por analizar las causas del llamado **síndrome subjetivo** en los pacientes con traumatismo craneal: obreros que tras su conmoción describían sensaciones vertiginosas, falsos vértigos, inestabilidad, cefaleas, heteroforia... síndrome al que ya aludía el neurólogo francés Pierre Marie en 1916 (Gagey PM, n.d.; Gagey PM & Weber B, 2001). Es decir, los clínicos constataron una "enfermedad postural" común a los traumatizados craneales en ausencia de patología psiquiátrica y/o anatómica demostrable, antes de comenzar a pensar en una ciencia que aglutinase todo el sistema de regulación de la posición ortostática. Apoyados en los trabajos sobre la percepción vestibular de Flourens,

Uno de los primeros autores en confiarse

0.0

Le siguieron otros autores, como Mitchell y Lewis (Mitchell & Morris, 1886) estudiando la incidencia del tabes dorsal sobre la oscilación corporal (figura 4). Más tarde comenzaron a usarse registros gráficos gracias a las aportaciones de Hinsdale en 1887 y de Hancock en 1894 (Delafontaine, 2018; Gagey, 1991) y a tener en cuenta la bipedestación como medida en el estudio de otros factores, como las características psico-físicas de los niños/as (Bolton, 1903) o el control motor (Miles, 1922). Fearing (1924) comenta la influencia de varios factores sobre el estudio del *sway* u oscilación corporal, desde la posición de los pies hasta la altura y el peso, pasando por el ciclo menstrual en el análisis de la población femenina o la modulación de la atención del sujeto estudiado y el factor de la habituación.

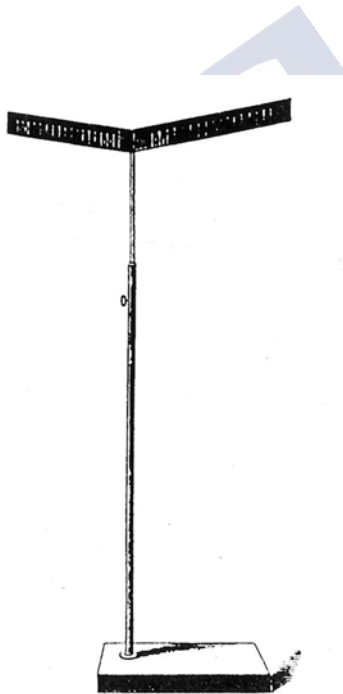


Figura 4. Oscilómetro de Mitchell. Consistía en un par de reglas graduadas dispuestas en ángulo recto sobre un pie fijo. En: Lanska DJ. The Romberg sign and early instruments for measuring postural sway. *Semin Neurol* 2002;22(4):409-18. Con permiso de Georg Thieme Verlag KG, concedido a través del *Copyright Clearance Center, Inc.*

A mediados del s. XX aparecen los primeros estudios que utilizan plataformas mecánicas (Delafontaine, 2018). Así Hellebrandt, en

1938, consigue registrar los movimientos del centro de masa en los planos transversal y anteroposterior, gracias a un artificio construido mediante una serie de plataformas dispuestas en ángulo recto. Quizás esta sea la antesala de las actuales plataformas de estabilometría. Más tarde, en 1956, Roger Toulon estudia gracias a un baroscopio el equilibrio en posición bípeda y describe la precisión del sistema postural humano al declarar que

“el hombre se estabiliza en su vertical de gravedad dentro de un pequeño cuadrado de 10 mm²” (Toulon, 1956)

No mucho más tarde, los americanos Thomas y Whitney (1959) presentan los detalles de su investigación con una plataforma de fuerza descrita previamente por el segundo de los autores. Sus aportes acerca de la plasticidad del cuerpo en la postura bípeda y su mantenimiento a través de acciones musculares continuas (y no en exclusiva por elementos elásticos pasivos ligamentosos, como observaban algunos autores), sentaron las bases para los estudios ulteriores. Además, observaron distintas velocidades de oscilación al analizar el *sway*, que denominaron de baja y alta frecuencia, indicando que en las frecuencias menores el movimiento era “no cíclico, totalmente aleatorio”, en consonancia con las teorías actuales del movimiento oscilatorio humano.

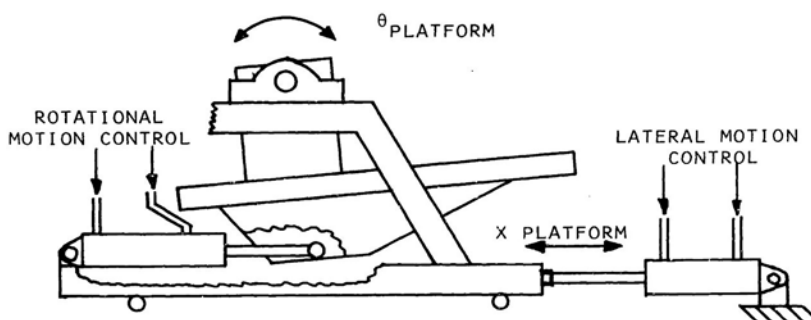


Figura 5. Plataforma ideada por LM Nashner. Sensory feedback in human posture control. MIT. Dept. of Aeronautics and Astronautics. Thesis. 1970. p. 151. Con permiso del *Massachusetts Institute of Technology*.

El progreso en los equipos electrónicos y el desarrollo de la informática permitieron que estos dispositivos de registro de la oscilación humana mejorasen y se pudiese grabar la señal para su posterior análisis. Destaca el aparato creado por Lewis Michael Nashner (figura 5), ingeniero del *Massachusetts Institute of Technology*, por ser el primero en el que las condiciones medioambientales de registro no influían en el sujeto estudiado (Lewis Michael Nashner, 1970); utilizándose durante varios años en los EE.UU.

Este avance tecnológico provocó que numerosas empresas en el mundo se lanzasen a la producción de plataformas de fuerza, lo que creó dos problemas: por un lado la fabricación en sí del aparato, pues cada constructor utilizaba distintas herramientas (medidores de tensión o galgas piezo-eléctricas de cuarzo; émbolos electromagnéticos, etc), en un número variable de sensores para el movimiento y utilizando una plataforma para ambos pies o bien una para cada pie... en definitiva, un abanico de modelos y por tanto una forma distinta de medir los parámetros en los que se intentaba encajar el estudio de la postura humana (P. M. Gagey & Bizzo, 2001). Por otro lado, y ya desde un punto de vista clínico, la falta de uniformidad en el uso de estas plataformas en el mundo médico y la no existencia de unos parámetros de normalidad de los sujetos estudiados convertían el uso clínico de estos dispositivos en un mero pasatiempo. Comienza entonces un intento de estandarización abanderado por los holandeses interesados en la posturografía, en un nuevo campo al que denominan **estabilometría** en el que recogen las condiciones normalizadas de registro de la señal (cantidad de luz y sonido de la sala, posición de los pies), tiempo de exploración, concepto de estabilograma y estatokinesiograma, frecuencia de muestreo, análisis frecuencial y bandas de frecuencia estudiadas (Gagey PM, 2016a; Kapteyn et al., 1983). Pero no es hasta 1985 que Bizzo publica las características de construcción y tratamiento de señal que las plataformas estabilométricas deben de poseer (Bizzo, Guillet, Patat, & Gagey, 1985) y que darán lugar a la constitución de una serie de normas de registro estabilométrico y parámetros objetivados extraídos de una población normal, recogidos por la Asociación Francesa de Posturología (AFP, 1985). A su vez, en el otro lado del mundo, los japoneses ilustraban sus propios estándares de construcción y valores de referencia 2 años más tarde (Gagey PM, 2016).

En la actualidad, y a pesar de los esfuerzos de la *International Society for Posture and Gait Research* (ISPGR), se sigue discutiendo sobre los registros estabilométricos, en especial acerca de la adquisición de datos según la frecuencia de muestreo, el tiempo de registro, las bandas de frecuencia estudiadas y la forma matemática en la que se evalúan los datos (con especial atención al análisis fractal), con lo que el debate sigue abierto (Gagey, 2016b; Scoppa, Capra, Gallamini & Shiffer, 2013; Yamamoto et al., 2018).

1.4 ENCUENTRO DE LA TERAPIA MANUAL Y LA POSTUROLOGÍA

En la relación del ser humano con el medio, donde habitualmente está presente la fuerza de la gravedad, son imprescindibles mecanismos que indiquen en todo momento su estado, posición, ambiente que lo rodea, movimiento... información **egocentrada** y **alocentrada** respecto al espacio que se ocupa en un momento determinado (Burgess, 2006; Tagliabue & McIntyre, 2012); en definitiva cómo se ocupa el espacio en relación a un referencial externo e interno al cuerpo.

Clásicamente se han identificado tres sistemas que aportan información al sistema nervioso central: el **vestibular**, el **visual** y las **señales propioceptivas**, aunque existen autores que prefieren referirse al conjunto de éstas últimas como **sistema somatosensorial** (Fitzpatrick & McCloskey, 1994; Winter, 1995; Ivanenko & Gurfinkel, 2018). Si los captadores otolíticos del aparato vestibular y los canales semicirculares nos informan de las aceleraciones lineares y angulares de la cabeza, la retina del referente visual y las plantas de los pies del suelo que pisamos, tendremos prácticamente toda la información disponible respecto al medio en el que nos encontremos, es decir, son **exocaptadores**. Por otro lado, tal como destacan Gagey y Weber (2001), se necesitan sensores del medio interno que codifiquen la información de cómo las piezas esqueléticas ocupan el espacio y la disposición entre ellas, así como la posición relativa de los ojos y del vestíbulo dentro del cráneo. Es decir, precisamos de **endocaptadores** que ayuden a estabilizar la postura, situados a lo largo del sistema musculoesquelético y músculos oculares.

Es por ello que parece interesante investigar la modulación de estas entradas de información y su impacto en el mantenimiento de la postura humana, labor a la que se han entregado multitud de autores. Así, se han estudiado las aferencias vestibulares con corrientes

galvánicas a través de electrodos situados en las apófisis mastoides (Eikema, Hatzitaki, Tzovaras, & Papaxanthis, 2014; Richard C. Fitzpatrick & Day, 2004; Njiokiktjien & Folkerts, 1971), el impacto del *input* visual en la postura (Cornilleau-Pérès et al., 2005; L. Nashner & Berthoz, 1978; Schmuckler, 2017; Stoffregen, 1986) con la contribución de la oculomotricidad (Lee & Lishman, 1975) y el aporte de la propiocepción al sistema incluyendo información cutánea (Aimonetti, Roll, Hospod, & Ribot-Ciscar, 2012; Blanchard, Roll, Roll, & Kavounoudias, 2013; Gandevia, McCloskey, & Burke, 1992; Proske & Gandevia, 2012).

1.4.1 El concepto biomecánico de la postura

A través de la observación de multitud de pacientes y aplicando de forma teórica una serie de líneas y ejes derivados de la acción de la fuerza gravitatoria sobre el esqueleto y las fuerzas reactivas a ella (en aplicación de la 3ª ley de Newton), John Martin Littlejohn (1865-1947) ideó todo un concepto biomecánico-estructural para ser utilizado con criterios osteopáticos (Littlejohn, 1975). Este modelo fue ulteriormente desarrollado por otros osteópatas (Campbell, 1979; Dummer, 1999; Littlejohn, Wernham, Hall & Maidstone College of Osteopathy, 1978) y dio lugar a un esquema del cuerpo humano representado a través de polígonos de fuerzas en relación a la postura erecta (figura 6). Otros modelos similares surgieron en la mitad del siglo XX (Steindler, 1955) pero en esencia redundaban en la misma idea: que una alteración postural en una región dada del cuerpo podría desequilibrar otra parte del mismo, dando lugar a patología.

En esencia, J. M. Littlejohn trató de explicar como el cuerpo humano se acomoda respecto a su **línea central de gravedad** y las posibles perturbaciones que puede crear esta adaptación continua en bipedestación. Asimismo, a través de una complicada concepción de la columna vertebral funcionando como segmentos en forma de arcos y/o bóvedas, propuso un abordaje terapéutico manual en el cual ciertas vértebras tendrían una importancia especial dentro de su segmento funcional y, al ser manipuladas, un posible impacto en la postura del sujeto (figura 7).

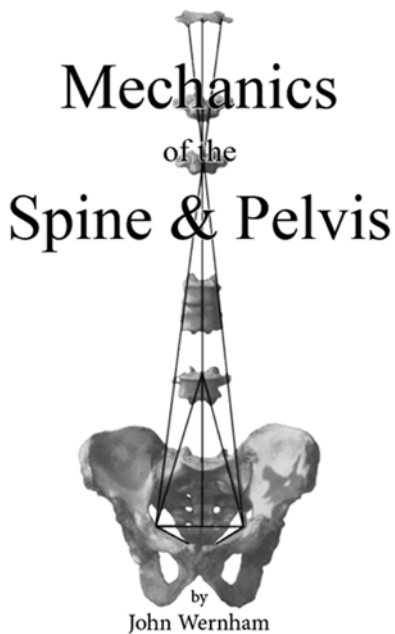
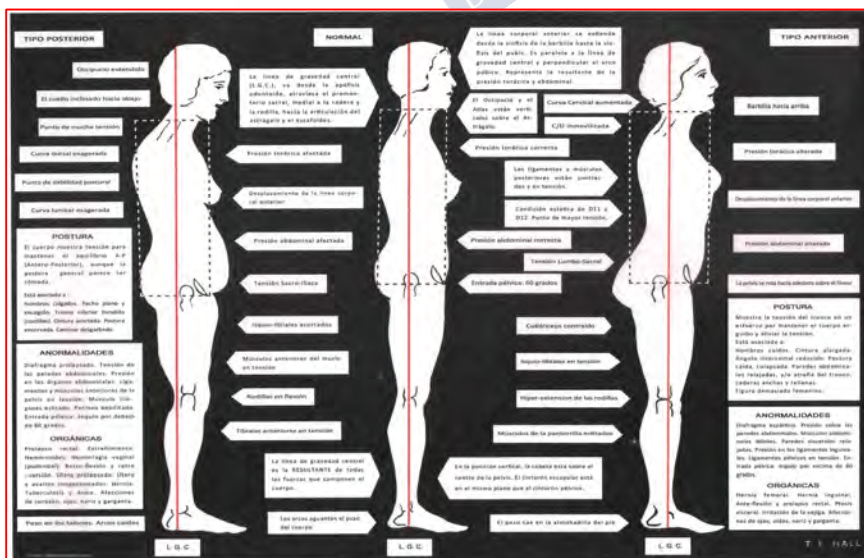


Figura 6. Portada de *Mechanics of the Spine & Pelvis*. Wernham J, 1978. Con el permiso del John Wernham College of Classical Osteopathy, Maidstone, UK.

Figura 7. Tipos posturales. Hall TE & Wernham J, 1985. Con el permiso del John Wernham College of Classical Osteopathy, Maidstone, UK



Conseguir la postura “ideal” permitiría al individuo obtener un mínimo gasto energético en su dinámica muscular, además de minimizar las tensiones ligamentosas en su afán de neutralizar la fuerza de la gravedad (Lunghi, Tozzi, & Fusco, 2016).

Este concepto, nacido en los primeros años del siglo XX contiene un par de limitaciones desde su mismo origen: primero, el de observar la postura bipedesta como algo estático, inmutable...que como ya hemos comentado se aleja totalmente de la realidad; el ser humano oscila constantemente en su lucha antigravitatoria en posición “estática”. En segundo lugar, confunde “postura” y “posición”, ya que entiende como “ideal de postura” una alineación dada de segmentos corporales frente a la fuerza de la gravedad.

Incluso en la actualidad seguimos confundiendo estos términos, con artículos en los que se adquiere una visión global de la línea de gravedad (estática), gracias a nuevas tecnologías de rayos X,

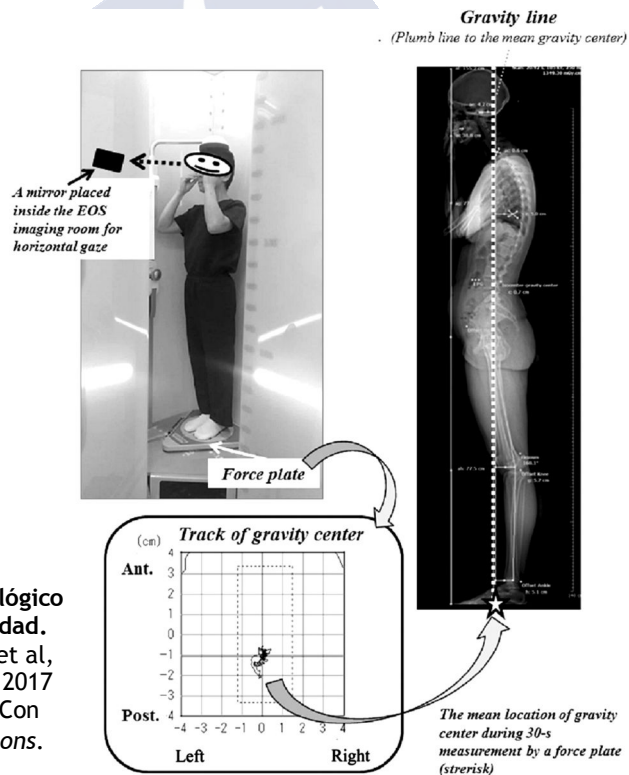


Figura 8. Estudio radiológico sobre la línea de gravedad.
Extraído de: Hasegawa et al, 2017; p. 3. Copyright © 2017 John Wiley & Sons Ltd. Con licencia Creative Commons.

confrontada a la posición del centro de presión del cuerpo (dinámico) en el estatokinesiograma (Hasegawa et al., 2017; figura 8).

Hoy en día el modelo “posturo-estructural-biomecánico” ha sido criticado por la ausencia de relación entre asimetrías corporales o desviaciones posturales y dolor lumbar (Lederman, 2011). Es más, el autor, en su profunda revisión, analiza la falta de conexión entre la lumbalgia y:

- la degeneración discal lumbar observada en pruebas complementarias,
- cambios degenerativos,
- anomalías congénitas (espina bífida, vértebra transicional lumbar), espondilólisis y espondilolistesis,
- ángulo sacro (oblicuidad pélvica),
- disimetría de los miembros inferiores menor a 20 mm,
- obesidad/sobrepeso,
- resistencia de los músculos inferiores del tórax,
- coordinación/sincronización muscular en músculos del tronco como causa del dolor (podría ser una consecuencia),
- posturas laborales (salvo portar cargas pesadas).

Siendo así, es evidente que el modelo tenía que evolucionar, apostando por una “postura ideal” que, como transmite Kuchera, sería

“la postura óptima para el individuo en su intento de lograr mantener una configuración corporal equilibrada respecto a la fuerza de la gravedad”
(Lunghi C, Tozzi P & Fusco G, 2016)

sin importar las asimetrías del sujeto o desviaciones posturales que pudieran aparecer, pues bien pudieran no tener relación alguna con la aparición de dolor. De ahí que Lederman (2011) propugne que tanto el diagnóstico manual como la terapéutica no deban dirigirse a la alineación de estructuras o a la lucha contra la asimetría corporal y apueste por un modelo de “Enfoque de Procesos” (*Process Approach model*) en el que

“el objetivo es identificar los procesos subyacentes a la condición del paciente y proporcionar los

estímulos / señales / gestión / atenciones que
apoyarán / ayudarán / facilitarán el cambio”
(Lederman, 2011)

El trabajo de Lederman fue criticado por otros autores por diversos motivos (Chaitow, 2011), pero el trasfondo del asunto es la evolución de este modelo biomecánico hacia un modelo neuromiofascial adaptativo, vivo, comandado por las aferencias interoceptivas y exteroceptivas del sujeto.

1.4.2 Modelo de tensegridad

Es un concepto acuñado por el arquitecto americano Richard Buckminster Fuller (1895-1983), que nace del inglés *tensional integrity*, para definir un

“sistema estructural constituido por elementos de compresión discontinuos conectados por cables de tensión continuos, que, debido a la forma en que se distribuyen las fuerzas tensionales y compresivas en su interior, constituye una estructura que se autoestabiliza, es decir, estable pero capaz de interaccionar de manera dinámica” (Parsons & Marcer, 2009; p. 72)

De esta forma se avanza hacia un modelo **autoestable** capaz de repartir la/s carga/s por toda la estructura, dejando atrás los modelos mecánicos que responden a las leyes newtonianas. Además, este tipo de estructuras poseen un estado de “**pretensión**” que las hace muy resistentes bajo compresión mecánica y que asegura la repartición de la fuerza ejercida sobre todo el sistema (figura 9).

El citólogo americano Donald E. Ingber fue el primero en llevar este concepto al terreno humano, comprobando como la célula correspondía al modelo tensegrítico (Ingber, 1998). Además, el efecto mecánico sobre la célula altera su comportamiento, de tal forma que puede dar lugar a tejido diferenciado, aumentar su división o inducir apoptosis. Es decir, las fuerzas a las que se ve sometida la célula provocan que funcione de una determinada manera. Esto, llevado a los tejidos corporales, sugiere que el cuerpo puede trabajar en tensegridad desde su célula más ínfima hasta todo el conjunto (figura 10), como bien comenta Ingber:

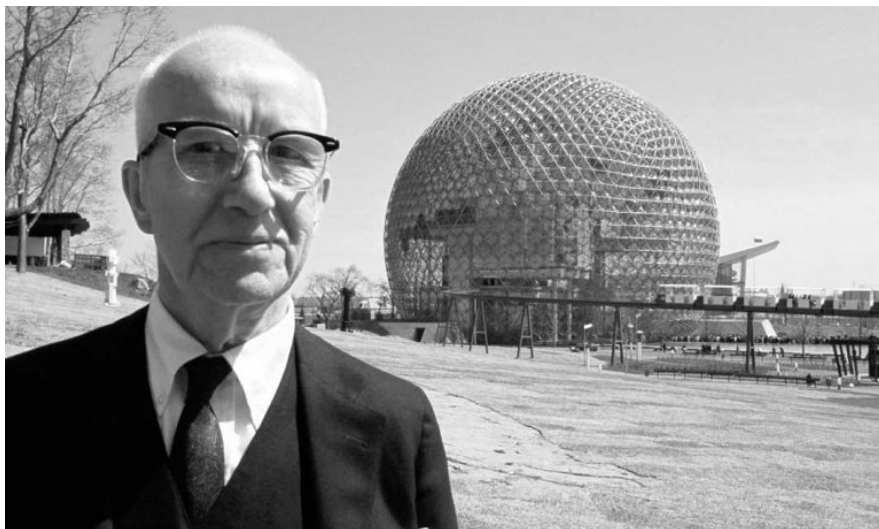


Figura 9. Cúpula geodésica de Fuller en Montreal. Estructura tensegrítica.
Con permiso de © Dennis Stock/Magnum Photos

“desde las moléculas pasando por los huesos, músculos y tendones del cuerpo humano, el sistema de construcción preferido por la naturaleza es claramente el de tensegridad. Solo la tensegridad puede explicar, por ejemplo, como cada vez que mueves tu brazo se estira tu piel, se extiende tu matriz extracelular, tus células distorsionan y las moléculas interconectadas de la estructura celular interna reciben el empuje sin ningún tipo de rotura o discontinuidad” (Ingber, 1998)

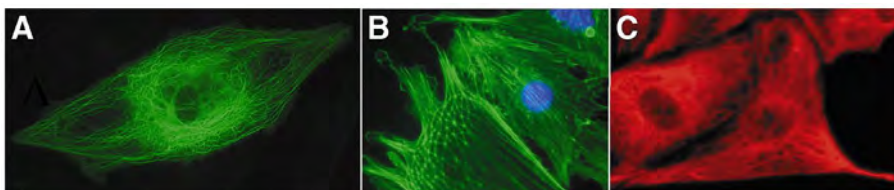


Figura 10. Diferentes vistas de microtúbulos y microfilamentos celulares formando estructuras tensegríticas. Ingber DE. Tensegrity I. Cell structure and hierarchical systems biology. *J Cell Sci*, 2003, 116(7):1157-1173. Con permiso de *The Company of Biologists Ltd* concedido a través del *Copyright Clearance Center, Inc.*

Este modelo arquitectónico ha animado a la terapia manual a una nueva visión en la que son entendibles respuestas a nivel celular y/o global, con un reflejo en la postura (Lunghi et al., 2016).

De hecho, Tozzi (2015), pone en valor la respuesta de la fascia a los cambios en la arquitectura (mediante fuerzas de compresión), determinando la respuesta de las redes colágenas; así como sus relaciones con el sistema nervioso autónomo (SNA) mediante vías adrenérgicas o con el sistema nervioso somático a través de fibras aferentes primarias, lo que convertiría al sistema tensegrítico fascial en un nuevo “órgano sensorial”. También presenta las características de este tejido en relación con las propiedades viscoelásticas inherentes a la fibra muscular (Masi & Hannon, 2008), su capacidad contráctil gracias a la presencia de fibras musculares lisas y las relaciones con el metabolismo, pH, factores epigenéticos y piezoeléctricos que pueden alterar el tejido de forma local induciendo una respuesta a distancia.

Así, de un concepto biomecánico-postural clásico se pasa a un concepto **neuro-fasciagénico** global en relación con la **disfunción somática** (Tozzi, 2015) que bien podría alterar el patrón motor y postural del sujeto en relación con las informaciones propioceptivas e interoceptivas recibidas a nivel central (Lunghi et al., 2016).

1.4.3 Abordaje manual del sistema somatosensorial

Como se ha comentado previamente, numerosos autores han estudiado y confirmado la modulación de respuestas del SNC al emitirse aferencias propioceptivas. Estas pueden provenir de diferentes tejidos del cuerpo humano: piel, músculo, tendones, ligamentos, cápsula articular y fascia (Proske & Gandevia, 2012). Basándose en esta fisiología, varios investigadores han intentado ofrecer una hipótesis de los mecanismos de acción que subyacen al tratamiento manual.

En concreto, y refiriéndose a las **técnicas de baja amplitud y alta velocidad** (manipulativas), es posible que exista una respuesta primaria y/o secundaria al estímulo recibido. La primaria estaría ligada a la respuesta de activación de los receptores del huso neuromuscular, órganos tendinosos de Golgi, corpúsculos de Pacini y receptores capsulares que excitarían de forma directa una serie de neuronas del SNC; la respuesta neural secundaria se debería al cambio de larga duración inducido en la biomecánica espinal (Pickar & Bolton, 2012). Se ha observado que la manipulación produce una

cavitación articular (ya que la cápsula crea un espacio cerrado), que conduce al *crack* audible característico de este tipo de abordajes, debida a la rápida separación de las superficies articulares, lo que podría tener impacto en el espasmo de la musculatura espinal y/o en adherencias capsulares (Maigne & Vautravers, 2003). Asimismo se ha observado en cadáveres una disminución momentánea de la presión intradiscal, lo que podría tener un impacto en dolores relacionados con patología de disco (Maigne & Guillon, 2000). En lo que se refiere a la actividad muscular, se especula con una inhibición por vía refleja (juego agonista-antagonista), estimulación de las fibras tipos I_a y II y/o el estiramiento capsular, que inhibe los potenciales de acción de los músculos paraespinales.

Siguiendo con la teoría de estimulación del SNC secundaria al *input* recibido, Maigne y Vautravers (2003) comentan la posibilidad de que el sistema inhibitorio del dolor se vea activado por el estiramiento muscular, que induce una inhibición presináptica de las aferencias cutáneas y por el aumento de la concentración plasmática de beta-endorfinas, sin olvidar el posible efecto placebo. Una revisión actual del posible mecanismo de acción de las movilizaciones espinales concluye de forma similar que el SNC puede mediar de forma inhibitoria en los mecanismos del dolor (Lascurain-Aguirrebeña, Newham & Critchley, 2016).

Se han descrito mecanismos similares de acción para el **masaje**, indicando que podría desencadenar una relajación por vía simpática, modular el flujo vascular y linfático local e influir en la actividad neuronal, tanto a nivel segmentario de forma directa como a nivel central a través de la producción de beta-endorfinas y serotonina (Imamura, Furlan, Dryden & Irvin, 2012). Sin embargo, Vernon et al no encontraron beneficio en ensayos clínicos aleatorios respecto a la cervicalgia crónica (no incluía latigazos cervicales ni cefaleas) y sí lo hicieron con movilizaciones o manipulación espinal (Vernon, Humphreys & Hagino, 2007).

Las técnicas de **estiramiento**, en sus varias modalidades, parecen tener efecto sobre el dolor (Rosa et al., 2017), flexibilidad muscular y rango de movimiento articular (Behm et al., 2016; Choi et al., 2016) y en la fuerza que se puede ejercer (Peck et al., 2014), pero su mecanismo de acción no apunta a una estimulación directa del órgano tendinoso de Golgi sino hacia una modificación en las características viscoelásticas del músculo (Chalmers, 2004).

En definitiva, multitud de técnicas manuales han evolucionado apoyándose en la fisiología conocida *a priori*, en un intento de actuar de forma directa sobre el sistema somatosensorial. Pero la mayoría de las veces la explicación fisiológica de los abordajes manuales surgió *a posteriori* de su uso terapéutico.

1.4.4 Sistema somatosensorial y postura

Dada la información propioceptiva que alimenta el sistema de control postural humano y la posibilidad de que ésta pueda variar en base a la aplicación de diversas técnicas manuales, la pregunta de si un abordaje manual tendría un impacto en la postura era obligada. La revisión de Ruhe y sus colaboradores intentando responder a esta cuestión concluye que no parece haber un impacto en los parámetros de oscilación de individuos sanos medidos sobre una plataforma de fuerza tras someterse a uno (o varios) tratamientos manuales, pero sí una relación con los pacientes que acusan dolor, en el sentido de que una disminución de la intensidad de dolor percibida se asocia a una oscilación menor (Ruhe, Fejer & Walker, 2011, 2012, 2013). La misma asociación entre dolor lumbar inespecífico y déficit de control postural aparece en otros estudios (Caffaro et al., 2014; Lafond et al., 2009), sugiriendo que dichos sujetos podrían tener una disminución de la información propioceptiva local o bien una falta de integración de la información a nivel central.

En lo que se refiere a la información cutánea (estimulada con *kinesio-tape*²) no está claro que su modulación pueda cambiar el control postural al menos en individuos sanos (Ruggiero et al., 2016; Voglar & Sarabon, 2014), aunque tiene un impacto en la propiocepción de sujetos patológicos (Cho et al., 2015; Rojhani-Shirazi, Amirian & Meftahi, 2015).

Las investigaciones, hasta la fecha, concuerdan con la aseveración de Gagey y Weber que sostienen que

“el terapeuta puede utilizar teóricamente tres entradas del sistema postural: la columna, la planta

² El *kinesio-tape* es un tipo de venda de algodón con una trama en mosaico peculiar y una capacidad de elongación en torno al 130-140%.

de los pies y el ojo. Por desgracia, hasta ahora no hemos podido encontrar cómo tratar sistemáticamente el tono postural manipulando la columna” (Gagey y Weber, 2001; p. 54)

La extensa revisión de Mazaheri et al (2013) pone el acento en las condiciones de estudio de los sujetos con dolor lumbar, sobre todo en lo que se refiere a la manipulación de las entradas del sistema ortostático. También la metodología de exploración (posición de los pies en el registro estabilométrico, instrucciones dadas por el operador) varían de un estudio a otro; así como el grado de dolor lumbar de los sujetos estudiados. Asimismo, comenta que no hay estudios del impacto sobre el sistema postural estimulando vías *top-down*, ya que casi todos se destinan a estudiar las influencias *bottom-up*, es decir, existe mayor investigación sobre el rol del *feedback* sensorial que sobre la influencia de la cognición sobre el sistema. Por todo ello los resultados son inconsistentes, con estudios que demuestran que algunos pacientes ven perjudicada su oscilación corporal, otros en los que no se muestra impacto alguno e incluso algunos donde la oscilación podría ser menor que en sujetos sanos, lo cual no quiere decir que estuviese en valores normales, habida cuenta de que las emociones pueden afectar al *sway*, pues se han descrito variaciones en la oscilación humana ante estímulos aversivos (Azevedo et al., 2005; Lelard et al., 2014; Shanbehzadeh et al., 2018) o afectivos (Facchinetti et al., 2006).





2. RECUERDO ANATOMOFISIOLÓGICO

El **sistema tónico postural** humano nace de la integración de partes funcionales de otros sistemas, es decir, no existe como tal sino como suma de distintas fracciones del sistema visual, músculo-esquelético (somato-sensorial), vestibular y su juego integrador (aferencias/eferencias) gracias al sistema nervioso periférico y central. Las principales funciones del control postural son el **equilibrio** del cuerpo y la **orientación** a la acción (figura 11). La función de equilibrio hace referencia a la característica de mantenernos contra la fuerza de la gravedad en cualquier posición dada (dentro de unos límites) y la segunda adecúa los segmentos corporales ajustándolos a la acción que se va a desarrollar respecto al medio que nos rodea. Esta dualidad funcional se pone en juego mediante complejos mecanismos de integración basándose en 4 componentes (Massion, 1994):

- valores de referencia (esquema postural interno).
- estímulos multisensoriales que regulan y orientan la estabilización de los segmentos corporales.
- ajustes posturales anticipatorios y reacciones posturales flexibles para la recuperación del equilibrio.
- estabilización postural durante el movimiento voluntario.

2.1 ESQUEMA POSTURAL INTERNO

Sería el marco de referencia que el sujeto posee para percibir y analizar su orientación y la de los objetos que lo rodean (Le Goïc, 2013). El ser humano se sitúa en el espacio en función de un referencial dado, sea éste el propio cuerpo (egocentrado), el medio ambiente u objetos (alocentrado) o la referencia del suelo que pisamos (geocentrado). El referencial geocéntrico permite construir la percepción del hombre respecto a la vertical a partir de un vector gravitatorio, factor absolutamente indispensable a la hora de

posicionarse e interactuar con el medio, lo que se conoce como **vertical subjetiva** (Mittelstaedt, 1998). Es propia a cada individuo y se alinea con la vertical objetiva en los sujetos sanos. Para poder contar con este referencial necesitamos información propioceptiva, exteroceptiva plantar, visual, vestibular y según Mittelstaedt también de graviceptores situados en el tórax, sobre todo en los riñones. Es decir, cada una de estas entradas sensoriales aportaría su “referencial” para formar una vertical subjetiva propia. Por tanto, se puede hablar de una vertical postural, una vertical visual y una vertical vestibular, que se distinguen ligeramente entre sí e incluso son utilizadas de distinta forma según el sujeto y la tarea encomendada.

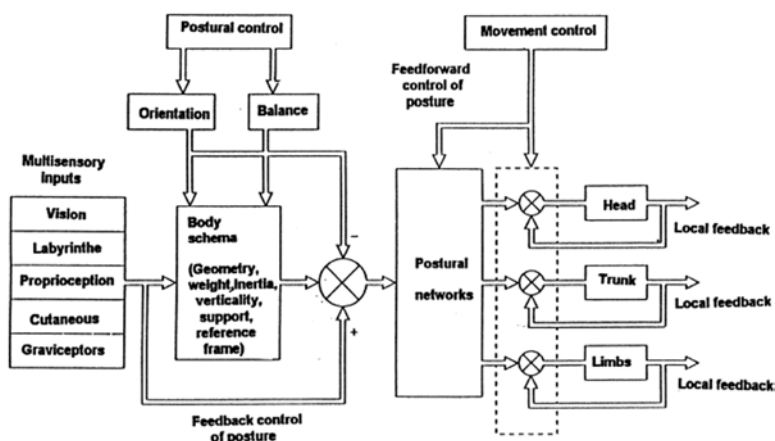


Figura 11. Representación de los dos niveles de organización postural. En: Massion J. Postural control systems in developmental perspective. *Neurosci & Biobehav Rev*, 1998; 22(4): 465-472. Con permiso de Elsevier® concedido a través del Copyright Clearance Center, Inc.

Otro valor que sirve de referencia al cuerpo es la proyección sobre el suelo del centro de masa del cuerpo (CdM), en un plano horizontal. Todo el juego muscular derivado del movimiento tiene por objetivo final que el CdM caiga dentro del polígono de sustentación. Ahora bien, a esta variable controlada pueden añadirse otras como el posicionamiento de la cabeza o de algún otro segmento corporal (Le Goïc, 2013).

2.2 CAPTORES DEL SISTEMA: LAS AFERENCIAS SENSORIALES

Necesarios para obtener la información del medio que nos rodea, nuestra percepción de la vertical y la posición respecto al suelo. Aún un siglo después de los trabajos de Sherrington, los dividimos en exteroceptores, propioceptores e interoceptores (1911). Estos captos nos sirven de auténticos detectores de error para el control del movimiento, enviando señales hacia el SNC en todo momento, cuyos centros superiores codifican actuando y ajustando la posición de los diferentes segmentos del cuerpo a la tarea realizada. Como ya hemos comentado, numerosos autores refieren a los captos propioceptivos, que codifican la velocidad y la posición de los segmentos corporales y su situación respecto al suelo; visuales, que detectan el ambiente en el que nos movemos y vestibulares, que codifican la aceleración lineal y angular de la cabeza (Fitzpatrick & McCloskey, 1994; Nashner & McCollum, 1985; Winter, 1995). La integración de toda esta información en el SNC es compleja, de carácter heteromodalitario e idiosincrásico, capaz de jerarquizar las informaciones que recibe y de modular eferencias en consecuencia (Olivier et al., 2013). De igual forman lo relatan Horak y sus colegas:

“La contribución relativa de la información vestibular y somatosensorial para desencadenar respuestas posturales a los desplazamientos externos del cuerpo puede depender de la tarea y de la disponibilidad de información sensorial en cada sistema” (Horak et al., 1994)

Según este autor la información somatosensorial supondría un 70%, la visual un 10% y la vestibular un 20% en individuos sanos sobre un **plano estable**, pero esta ecuación varía en cuanto se modifican las condiciones ambientales.

2.2.1 Aferencias somatosensoriales

Informan de la posición y movimiento de los diferentes segmentos del cuerpo gracias a mecanorreceptores situados en articulaciones (Ferrell, Gandevia & McCloskey, 1987), músculos (Georgopoulos, Schwartz & Kettner, 1986), piel (B. B. Edin & Abbs, 1991) y fascia (Banks, Hulliger, Saed & Stacey, 2009; Kumka & Bonar, 2012).

Sus receptores pueden agruparse según el tipo de adaptación al estímulo (lentos/rápidos) y su campo receptivo (tipo I, corto; tipo II, largo). Así, a partir de varios autores (Edin & Abbs, 1991; Edin, 2004; Johansson, 1978; Reznik, 1996), podemos clasificarlos de la siguiente forma (tabla 1, figura 12):

Tabla 1. Clasificación de los mecanoreceptores

Tipo de receptor	Velocidad de adaptación	Campo receptivo
Células de Merkel	Lenta (Slow)	I
Corpúsculos de Ruffini	Lenta	II
Corpúsculos de Meissner	Rápida (Fast)	I
Corpúsculos de Pacini	Rápida	II
Terminaciones nerviosas libres	Rápida	Variable
Órganos de Golgi	Lenta	
Husos neuromusculares	Lenta	

2.2.1.1 Captadores

A) Células de Merkel: fueron descubiertas por el fisiólogo alemán Friedrich Sigmund Merkel en 1875. Se localizan en la capa basal de la epidermis y en la hoja epitelial de los folículos pilosos. Se describen como terminaciones bulbares de 10 a 15 micras de longitud, siendo los mecanoreceptores de menor tamaño de los observados en la tabla adjunta. Suelen estar conectadas a fibras mielinizadas tipo A_{β} , aunque se observan algunas que no están asociadas a terminaciones nerviosas, creyendo que podrían tener una influencia neuroendocrina o sobre el sistema inmunitario (Fleming & Luo, 2013). Su función se asocia a la distinción de un contacto continuo de la piel, localización de la señal táctil y determinación de la textura percibida.

B) Corpúsculos de Ruffini: anatómicamente tienen una forma alargada con extremos cónicos con una cápsula de 4 ó 5 capas de células perineurales que envuelven al núcleo formado por células de Schwann y colágeno. Inervados por un axón mielinizado tipo A_{β} , también se observan fibras colágenas asociadas al núcleo interior que conectan con el tejido circundante, lo que podría considerarse un enlace mecánico con otros tejidos. Funcionalmente parece que podrían tratarse de receptores de estiramiento, aunque también informan de un contacto intenso si es prolongado y de presión. Se

encuentran en capas profundas de la piel y en las cápsulas articulares, dónde informan del grado de rotación articular.

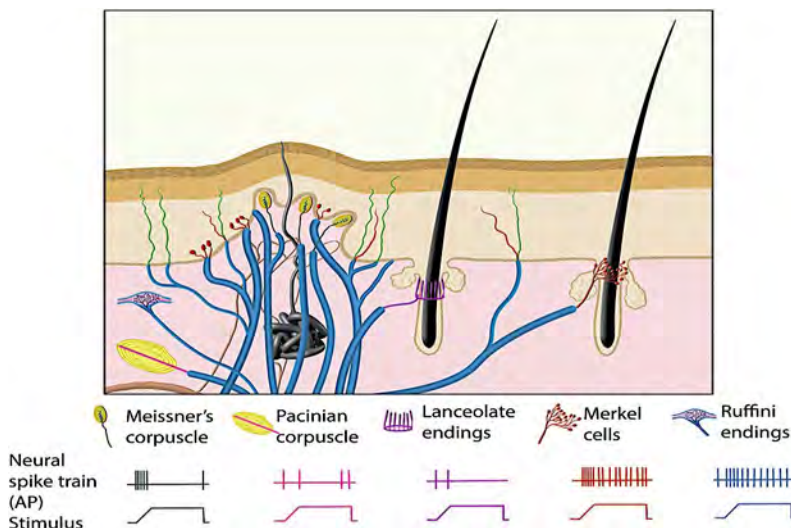


Figura 12. Mecanorreceptores de la piel. Morfología y propiedades fisiológicas. En: Fleming MS, Luo W. The anatomy, function, and development of mammalian AB low-threshold mechanoreceptors. *Front Biol (Beijing)*, 2013; 8(4): 408-420. Con permiso de Springer Link® concedido a través del Copyright Clearance Center, Inc.

C) Corpúsculos de Meissner: de forma ovalada, se localizan en la unión dermo-epidermal de la piel glabra. Se componen de láminas apiladas en forma de disco que derivan de las células de Schwann recubiertas en parte por una estructura fibroblástica (Feito et al., 2018; García-Piqueras et al., 2019).

En la mayoría de casos reciben una inervación A_{β} , aunque se han descrito igualmente grupos inervados por fibras C aferentes. Responden ante pequeños estímulos táctiles, son capaces de transmitir vibración (sobre todo a bajas frecuencias, menores a 100 Hz) y pueden funcionar como detectores de velocidad del contacto con la piel.

D) Corpúsculos de Pacini: con apariencia de cebolla en los cortes anatómicos están formados por 2 hemiláminas separadas que a su vez se encuentran rodeadas por un número variable de capas de

células de Schwann (capas internas) y de células epiteliales perineurales (capas externas). Se han encontrado en las almohadillas grasas subcutáneas, en articulaciones, tendones, membranas interóseas y sobre algunos músculos y órganos internos. Tienen una función similar a los corpúsculos de Meissner, si bien su campo receptivo, menos definido, sugiere una menor habilidad para localizar el estímulo táctil y una mayor sensibilidad ante vibraciones de mayor frecuencia (en el rango de los 200 – 300 Hz). También se ha descrito su rol en la determinación de la textura de objetos. Sin embargo, investigaciones recientes refieren los receptores FAII como capaces de transmitir señal en una amplia gama de frecuencias de estímulo en las plantas de los pies (Strzalkowski, Ali & Bent, 2017).

E) Terminaciones nerviosas libres: convierten al pelo en un auténtico receptor cutáneo. Su inervación varía entre fibras A_{β} , A_{δ} y C. Pueden transmitir velocidad de deformación del pelo (al menos las inervadas por fibras A_{β}) con cierta indicación de dirección (Li & Ginty, 2014).

F) Husos neuromusculares: elementos receptores intramusculares en forma de huso de unos 3-10 mm de longitud. Se componen de 3 a 12 fibras musculares esqueléticas que por encontrarse dentro de los extremos del huso se denominan *intrafusales*, en contraposición a las fibras *extrafusales* del músculo en el cual se integran. Reciben inervación motora A_{γ} y sensitiva de dos tipos: mediante fibras Ia rodeando la porción central de cada fibra intrafusar (terminación anuloespiral) y fibras de tipo II (terminación secundaria). Los husos emiten señales en respuesta a la modificación de la longitud de las fibras musculares y a la velocidad de cambio en dicha longitud (figura 13).

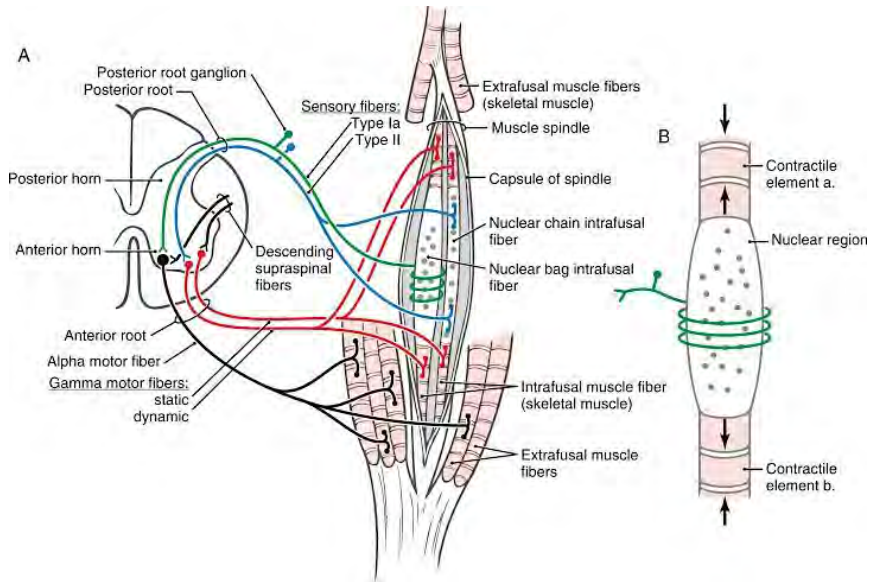


Figura 13. Huso neuromuscular. Fibras sensitivas y motoras. Adaptado de: Haines DE, Mihailoff GA. Fundamental neuroscience for basic and clinical applications. 5ª ed., Philadelphia, 2018. Con el permiso de Elsevier® a través del Copyright Clearance Center, Inc.

G) Órganos de Golgi: receptores encapsulados que se suelen situar entre las fibras del tendón, aunque también se observan en otros tejidos como el ligamentario (Rein et al., 2013). Indican el aumento de la tensión tendinosa y por tanto a la que se ve sometida el músculo. Transmiten a través de fibras aferentes Ib.

H) Keratinocitos: no son captores del sistema al uso, pero se incluyen en este apartado dada su capacidad para informar de **dolor e inflamación** a neuronas sensoriales circundantes a través de la emisión de **factor de crecimiento nervioso** (NGF) modulando la respuesta inflamatoria local (Calvino, 2010).

2.2.1.2 Neuroanatomía del sistema propioceptivo

A) Columna dorsal-lemnisco medial: su 1ª neurona entra en el asta posterior de la médula a través de las raíces dorsales de los nervios raquídeos para dividirse en dos ramas:

- una *medial*: se introduce en la columna dorsal de la médula para ascender directamente hasta el encéfalo.

- una *lateral*: que penetra en el asta dorsal de la sustancia gris medular y sinapta en las láminas de Rexed encargadas de recibir la información propioceptiva (IV, V y VI) e incluso lleva información a las láminas situadas anteriormente (VII, VIII), (figura 14).

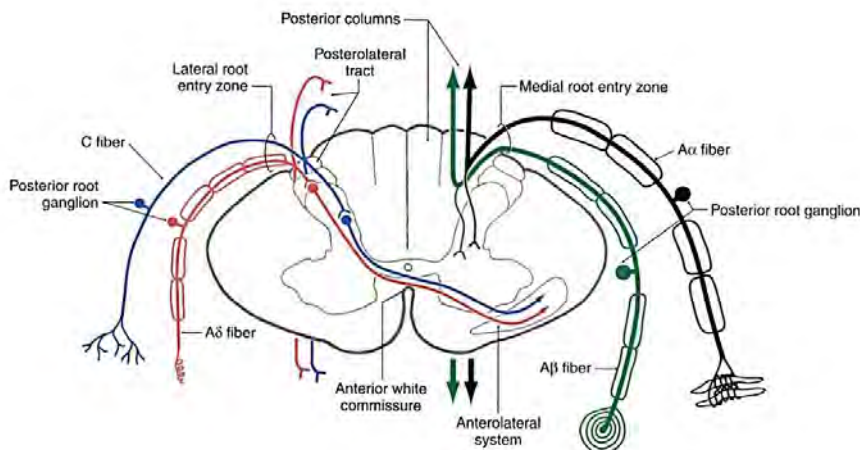


Figura 14. Corte transversal de la médula espinal. Obsérvense las diferentes zonas de descarga de información en el asta dorsal medular de los distintos mecanorreceptores. En: Warren S, Capra NF, Yezierski RP. Fundamental neuroscience for basic and clinical applications. 5ª ed., Philadelphia, 2018. Con el permiso de Elsevier® a través del Copyright Clearance Center, Inc.

Las neuronas locales que reciben la información de la rama medial tienen varias funciones. Por un lado, pueden emitir fibras que se introducen en las columnas dorsales medulares para posteriormente ascender hacia el encéfalo. Asimismo, pueden hacer sinapsis con motoneuronas de la sustancia gris para dar lugar a los reflejos medulares correspondientes o bien originar fascículos espinocerebelosos, importantes en la gestión de la postura y movimiento humanos.

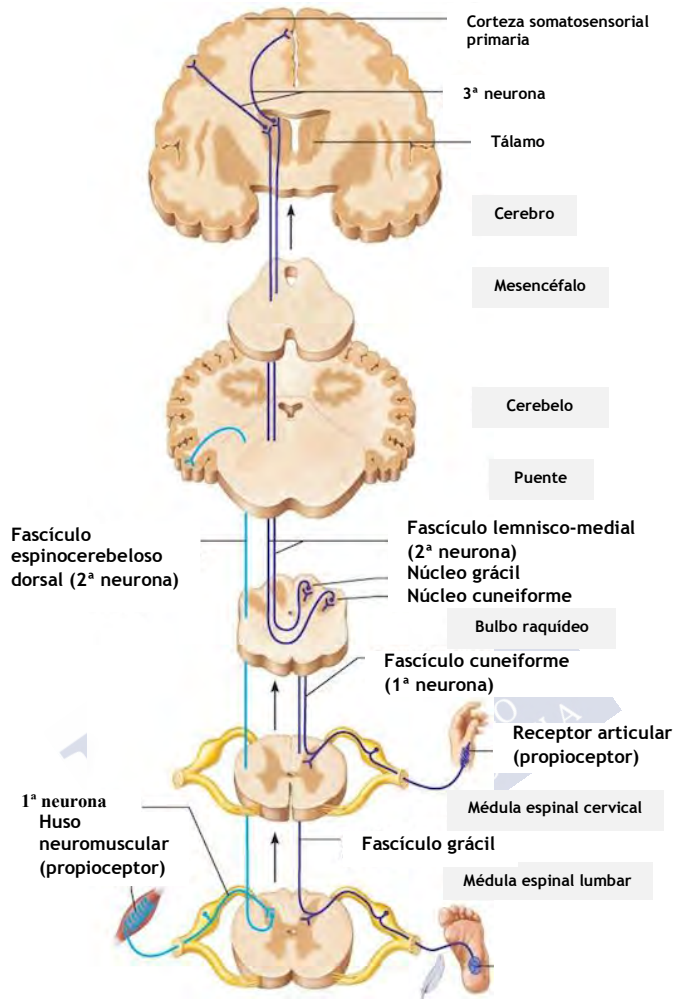


Figura 15. Fascículos espinocerebeloso dorsal y lemnisco medial.
Adaptado de: Marieb EN, Hoehn K. Human Anatomy & Physiology. 9ª ed., New York, 2013; p. 470. Con el permiso de © 2013 Pearson Education, Inc, New York, NY, USA.

La información que asciende por las columnas dorsales llega sin interrupción hasta los núcleos grácil y cuneiforme del bulbo raquídeo. El grácil contiene las fibras ascendentes largas que provienen de los nervios espinales sacros, lumbares y los 6 últimos torácicos. El cuneiforme contiene las fibras ascendentes de los seis nervios torácicos superiores y todos los nervios cervicales. Desde ahí, una 2ª neurona decusa hasta la **columna lemnisco medial** para seguir

ascendiendo hasta el **tálamo**, donde hacen sinapsis en una zona denominada *complejo ventrobasal*. A partir de este núcleo, una 3ª neurona traslada esta información al área somatosensitiva I (área postfrontal; 1, 2 y 3 de Brodmann) y al área somatosensitiva II (área parietal lateral) tras atravesar la cápsula interna, creando así **consciencia** del estímulo generado (figura 15). Penfield y Rasmussen (1950) representaron las sensaciones de las diferentes regiones del cuerpo sobre el área somatosensitiva I en su ya famoso *homúnculo*.

B) Fascículos espinocerebeloso dorsal y cuneocerebeloso: también llamado **fascículo de Fleschig**, es el encargado de transmitir las aferencias al cerebelo desde todos los captosres de la periferia (cutáneos, musculares, tendinosos, articulares) a una velocidad de 120 m/s. Los impulsos generados por los husos neuromusculares se vehiculan a través de fibras nerviosas tipos Ia y II, mientras que los de los órganos de Golgi viajan a través de fibras Ib. Esta vía nerviosa va a informar de la posición y velocidad de movimiento de los diferentes segmentos corporales, del estado de contracción muscular, del grado de tensión soportada por los tendones y de las fuerzas que actúan sobre las superficies del cuerpo. Su 1ª neurona sale de los captosres hasta el asta dorsal medular, donde hace sinapsis en el **núcleo de Clarke** homolateral, en neuronas de la lámina VI y lámina VII de Rexed, ascendiendo desde ahí la 2ª neurona hasta los **núcleos emboliforme y globoso** del cerebelo, a través de **pedículo cerebeloso inferior**. La 3ª neurona proyecta a las porciones rostral y caudal del vermis la información recibida, a través de fibras de Purkinje (ver figuras 15 y 16). El núcleo dorsal de Clarke solo se encuentra entre los segmentos medulares C8-L2, por lo que la información que sea más alta (cervical) asciende a través de un **fascículo cuneocerebeloso**, ya que viaja a través del fascículo cuneado accesorio (o de von Monakow) hasta el bulbo raquídeo. La información de las extremidades (inferior a L2) proviene del fascículo grácil hasta hacer relevo en la columna de Clarke.

C) Fascículo espinocerebeloso ventral: como recogen Guyton y Hall (2011), es una vía de información que se activa principalmente por las motoneuronas del asta anterior medular, recogiendo así los estímulos generados a través de los fascículos corticoespinal y rubroespinal y de los núcleos generadores de patrones

motores de la propia médula. Si bien también tiene un papel en la transmisión de información desde la periferia, su rol principal sería el de transmitir al cerebelo una **copia de la información motora** generada en las astas medulares anteriores. Su neurona de 1º orden entraría por las astas posteriores de la médula a través del nervio raquídeo para que, a continuación, una 2ª neurona decuse desde las láminas V, VI o VII y ascienda por el fascículo hasta llegar a la corteza del cerebelo a través del **pedúnculo cerebeloso superior**, para lo cual vuelve a atravesar la línea media (figura 16).

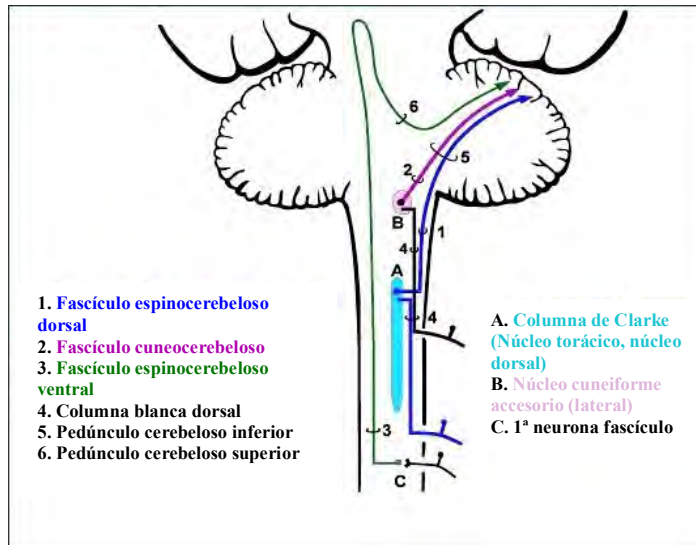


Figura 16. Fascículos espino-cerebelosos y cuneocerebeloso.
 Permitido por *dp0a.info*®

D) Vía espinorreticular y fascículo reticulocerebeloso: la formación reticular, y especialmente el **núcleo reticular lateral**, van a recibir información proveniente de la corteza cerebral (fascículo corticoreticulocerebeloso), médula (fascículo espinoreticulocerebeloso), núcleos vestibulares, núcleo rojo... de forma que intervendrá en ajustes posturales derivados de la información vestibular y cutánea, además de la integración de sistemas reflejos (Bloedel & Bracha, 1995). La vía reticulocerebelosa también puede verse modulada por el dolor, al menos en primates (Willis, 1985).

E) Vía espinoolivar y fascículo olivocerebeloso: vehicula información propioceptiva desde la sustancia gris medular hasta el **núcleo olivar inferior** del bulbo raquídeo. Desde ahí, una neurona de 2º orden lleva la información hasta el cerebelo atravesando el **pedúnculo cerebelar inferior**. Esta vía decusa 2 veces, por lo que la información que recoge el cerebelo hace referencia al lado ipsilateral (Rea, 2015).

2.2.2 Aferencias visuales

Nos permite interactuar con el medio al aportar una información egocentrada y exocentrada. Es decir, el flujo visual permite conocer si nos movemos nosotros o si es el medio el que lo hace. Aunque ciertamente no es necesaria la visión para la postura estática, no es menos cierto que la oscilación es menor con los ojos abiertos o presencia de luz (Dichgans, Mauritz, Allum & Brandt, 1976). Para Lee y Lishman (1977) la visión es, de hecho, la vía de mayor información a nivel propioceptivo, por encima de las aferencias vestibulares y somatosensitivas del tobillo y pie. Además, si el sistema vestibular y/o el somatosensorial se encuentra afectado, la visión por sí sola será suficiente para la estabilización del sujeto, aumentando su efectividad (Guerraz & Bronstein, 2008). Esta información se debe al flujo del campo óptico percibido en la retina, que indica al sujeto los movimientos de la cabeza en relación al medio. Para ello, el individuo normal toma “muestras foveales” del entorno a través de pequeños movimientos rotatorios del ojo dentro de su órbita, pero, como destacan los autores precedentes

“la información propioceptiva visual acerca del movimiento de la cabeza es independiente de la posición y rotación del ojo en su órbita” (Guerraz & Bronstein, 2008)

2.2.2.1 Captadores

A) Visión central: corresponde a la zona de más alta definición en la visión, de unos 0,3 mm de diámetro. Solo contiene **conos**, a los que se atribuye la visión en color y la agudeza visual.

B) Visión periférica: de menor agudeza visual que la zona de la fovea, posee una resolución débil pero una fuerte sensibilidad a los

movimientos del cuerpo y del entorno. Sus fotorreceptores principales son los **bastones**, dotados de una gran sensibilidad para los fotones (presencia de luz-oscuridad) pero no para el color.

Por el tipo de información que genera se cree que esta visión está más ligada al control de la postura y movimiento humanos.

2.2.2.2 Neuroanatomía del sistema visual

A) Vía del II par (N. Óptico): la información de la retina viaja a través de los **nervios ópticos** (II par craneal) hasta el **quiasma óptico**, donde se cruza la información del campo nasal contralateral con la que proviene del campo temporal ipsilateral, formando un **tracto** o **cintilla óptico** que formará sinapsis en el núcleo **geniculado lateral dorsal del tálamo**, para desde allí alcanzar la corteza visual primaria a través de las **radiaciones ópticas de Gratiolet** (figura 18). Por esta vía discurriría la información relativa al deslizamiento de la retina, lo que Guerraz y Bronstein (2008) denominan “visión ocular”, en contraposición a la información “extraocular” en la que incluyen la copia de eferencia del comando motor y la información aferente que proviene de los músculos oculomotores, que desarrollaremos en el apartado siguiente.

B) Propiocepción ocular: a pesar de las discusiones entre los diferentes investigadores parece probado que la información que proveen los ojos no se limita a la escena visual, de tal forma que convierte a estos órganos en auténticos **propioceptores** (Batini, Buisseret, Lasserre & Toupet, 1985; Donaldson, 2000). En los años sesenta se hablaba de 2 vías de entrada de la información, excluyentes entre sí:

- teoría del “flujo de entrada” (*inflow*): argumenta que la información recibida por el SNC proviene de los husos neuromusculares y cilindros miotendinosos del ojo.
- teoría del “flujo de salida” (*outflow*): sostiene que la señal efectiva de posición y movimiento del ojo se determina a través del esfuerzo muscular necesario para moverlo o mantenerlo en la órbita, independientemente de la información de los captos periféricos hacia el SNC (Donaldson, 2000).

Con los datos actuales se cree que el circuito integrador se “alimenta” de ambas vías de información, aunque no se conocen totalmente los mecanismos.

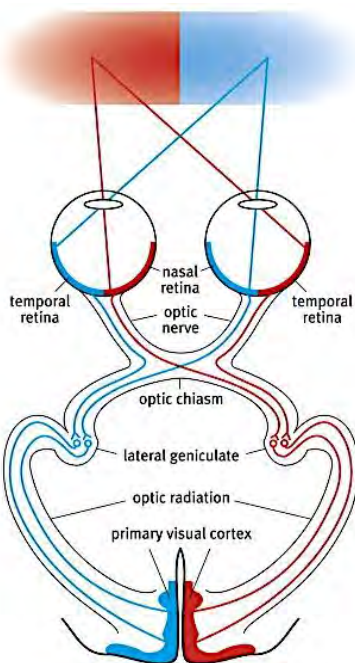


Figura 18. Vía visual. En: Watson C, Kirkcaldie M, Paxinos G. The brain: an introduction to functional neuroanatomy. 1ª ed., London, 2010. Con el permiso de Elsevier® a través del Copyright Clearance Center, Inc.

En disección se han aislado vías aferentes vehiculadas a través de los nervios oculomotores III, IV y VI (que *de facto* dejarían de tratarse como motores puros...) aunque la mayoría de estas fibras se unirían a la **rama oftálmica del trigémino** en la región del ápex de la órbita o del seno cavernoso para, a través del V par alcanzar el núcleo del trigémino en el tronco encefálico (figura 18). Manni y colaboradores creen sin embargo que las aferencias a través de los nervios oculomotores solo conllevan información de carácter nociceptivo y que únicamente la vía del V par tendría fibras propioceptivas, tras su estudio de disección en ovejas (Manni et al., 1989). Sea como fuere, en la propiocepción de los músculos oculomotores, es probable que la señal llegue al **núcleo mesencefálico del trigémino**, puesto que ahí residen los somas de las

fibras aferentes de los animales diseccionados hasta la fecha (figura 19).

Las terminaciones de estas fibras aferentes alcanzarían el **núcleo espinal del trigémino** (figura 19) (Donaldson, 2000). Otros nervios craneales aportarían información a este nivel del tronco encefálico, tales como el facial, el glosofaríngeo, el vago, el hipogloso y los nervios cervicales C1, C2 y C3.

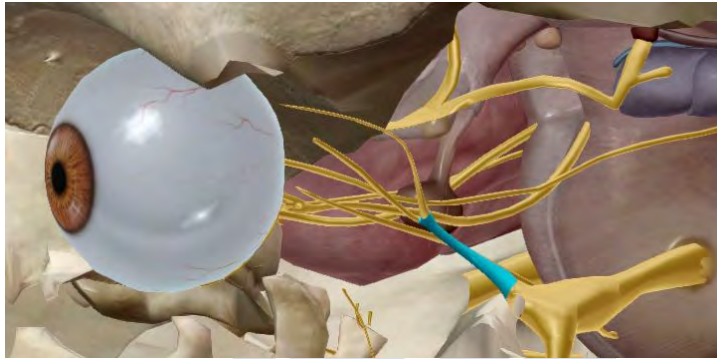


Figura 18. Esquema de los nervios oculomotores y del **nervio oftálmico o de Willis (V1)**. *Human anatomy atlas*. Imagen cortesía de Visible Body®.

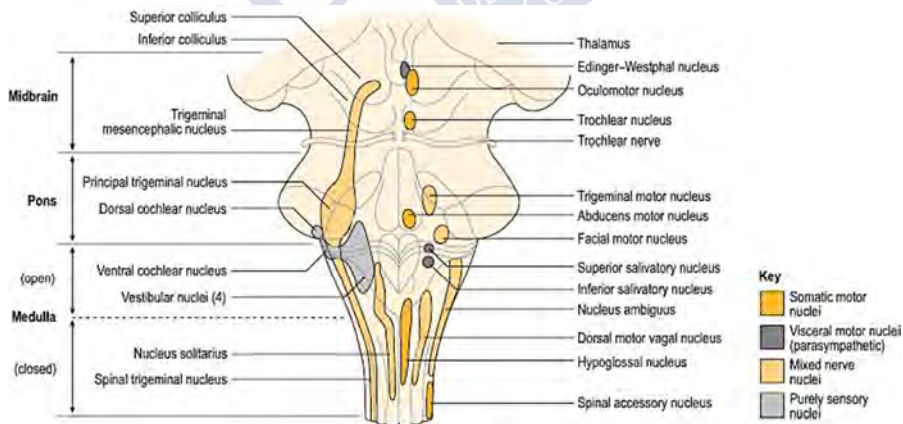


Figura 19. Esquema de los núcleos de los pares craneales. En: Michael-Titus A, Revest P, Shortland P. *The nervous system: basic science and clinical conditions*. 2ª ed., Edinburgh, New York, 2010. Con el permiso de Elsevier® a través del Copyright Clearance Center, Inc.

Esta información podría continuar hacia el tálamo (vías trigeminotalámicas: lemniscos trigeminales ventral y dorsal), cerebelo (vía trigeminocerebelosa, implicada en la propiocepción), formación reticulada (vía trigeminoreticular, relacionada con el dolor) o médula espinal (vía trigeminoespinal), y es de destacar que se han encontrado proyecciones del fascículo espinal del trigémino hasta lo más distal de la médula espinal del gato (Shankland, 2000).

2.2.3 Aferencias vestibulares

Encargado de señalar sobre la posición y movimientos de la cabeza en el espacio. Los experimentos en gravedad cero de Young y sus colaboradores defienden que los órganos otolíticos pueden codificar una rotación de la cabeza a partir de 1,5° respecto al vector gravitatorio. Sin embargo, resaltan que funcionarían como inclinómetros que señalarían la aceleración lineal, tanto anteroposterior como medio-lateral, más que actuar en la detección de la rotación o inclinación de la cabeza respecto a la vertical en ausencia de gravedad (Young, Oman, Watt, Money & Lichtenberg, 1984). Hay cierto debate respecto al rol que desempeña el sistema vestibular en el control de la postura bípeda. Fitzpatrick y McCloskey señalaron que

“los umbrales de percepción propioceptivo y visual fueron suficientemente pequeños como para percibir el balanceo registrado cuando los sujetos estaban normalmente (de pie) de una manera relajada. En contraste, los umbrales vestibulares fueron de un orden de magnitud mayor que los visuales o propioceptivos y por encima de los movimientos de balanceo más largos que fueron registrados durante la bipedestación normal” (Fitzpatrick & McCloskey, 1994)

por lo que entendieron que el sistema vestibular no participaba en el control de la postura bipedesta, salvo si el resto de sistemas eran perturbados. Sin embargo, para los alemanes Mergner y Rosemeier (1998) el SNC compara las aferencias somatosensoriales que llegan a los centros superiores (al que denominan control *up-channeling*) con aquéllas recibidas en los núcleos vestibulares informando de la

posición de la cabeza respecto al vector gravedad (que denominan *down-channeling*). La desigualdad entre estos programas sensorimotors generados sería el “déficit vestibular”. Si no hay diferencias (“déficit vestibular” = 0) implica que el sujeto dispone de un soporte estable y se privilegia el control *up-channeling*, y si es al contrario predominaría el control *down-channeling*.

2.2.3.1 Captors

El aparato vestibular se encuentra en el **laberinto óseo** de los huesos temporales. Dentro de él se distinguen 3 porciones: el **utrículo**, el **sáculo** y los **conductos semicirculares** (figura 20). Dentro del utrículo y del sáculo se disponen las **máculas**, zonas sensitivas que encierran los captors del equilibrio, las **células ciliadas** o **pilasas**, “enterradas” en una capa gelatinosa que contiene pequeños cristales de carbonato cálcico denominados **otolitos** o **estatoconias**. El utrículo informa de la orientación de la cabeza en posición vertical, mientras que el sáculo la define en posición horizontal. También detectan la aceleración lineal de la cabeza.

La zona sensitiva de los conductos semicirculares se denomina **cresta ampular**. Dentro de ella se encuentra la **endolinfa**, líquido que baña los conductos semicirculares y cuya inmovilidad inercial a pesar de las rotaciones de la cabeza origina información hacia el **nervio vestibular** (VIII par) al desplazar la cúpula gelatinosa en la que se encuentran “pegados” los cilios de las células pilosas, detectando así la aceleración angular de la cabeza.

La célula ciliada consta de decenas de cilios (estereocilios) más un cilio de mayor tamaño que los demás (cinetocilio) situado en uno de los extremos de la célula mientras que el resto de cilios se disponen hacia el extremo contrario en tamaño decreciente, pero unidos todos entre sí a través de unas conexiones filamentosas. De esta forma la inclinación del pelo hacia el extremo del cinetocilio provoca que todo el grupo de cilios siga la misma dirección, despolarizando la membrana y originando potenciales de acción que son recogidos por las neuronas del nervio vestibular. A la inversa, al inclinarse hacia el extremo opuesto al cinetocilio, se provoca una hiperpolarización de la membrana, originando una información de inclinación contralateral, dado que en reposo las fibras nerviosas transmiten a un ritmo de unos 100 impulsos por segundo (Guyton & Hall, 2011).

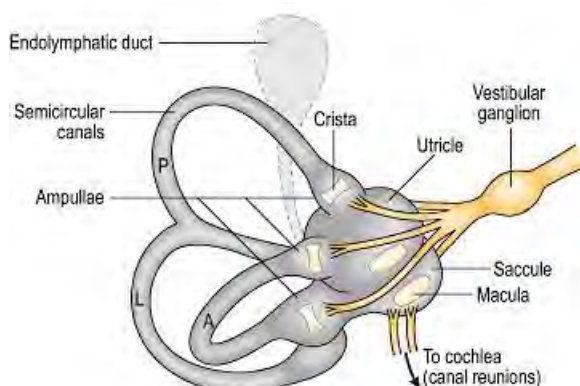


Figura 20. Aparato vestibular. Adaptado de: Michael-Titus A, Revest P, Shortland P. *The nervous system: basic science and clinical conditions*. 2ª ed., Edinburgh, New York, 2010. Con el permiso de Elsevier® a través del Copyright Clearance Center, Inc.

Las células de las crestas ampulares de los conductos semicirculares, aunque difieren en la morfología, se basan en el mismo concepto de inclinación de los cilios para disparar (o hiperpolarizar) sus potenciales de acción con el comienzo (y la finalización) de la rotación de la cabeza.

2.2.3.2 Neuroanatomía del sistema vestibular

A) Vía vestibulocortical: la **1ª neurona** saldría de uno de los 3 filetes nerviosos que transmiten la información:

- el superior codifica la información proveniente del utrículo y de los conductos semicirculares lateral y superior.
- el posterior para los datos del conducto semicircular posterior.
- el inferior transmite la información del sáculo.

Su soma haría relé en el **ganglio vestibular** o **de Scarpa**, alojado en el fondo del meato acústico interno y sus fibras seguirían hacia el tronco del encéfalo para hacer sinapsis en los núcleos vestibulares ipsilaterales, divididos en superior, inferior, medial y lateral (figura 21). De todos modos, existen fibras nerviosas que directamente van hacia los núcleos fastigial, de la úvula y

floculonodular del cerebelo a través del pedúnculo cerebeloso inferior homolateral (**vía vestibulocerebelosa directa**).

La **2ª neurona** sale de los núcleos vestibulares para arribar al núcleo ventral del tálamo, y desde ahí una **3ª neurona** llegaría al lóbulo parietal (área 3 de Brodmann) para hacer la percepción consciente.

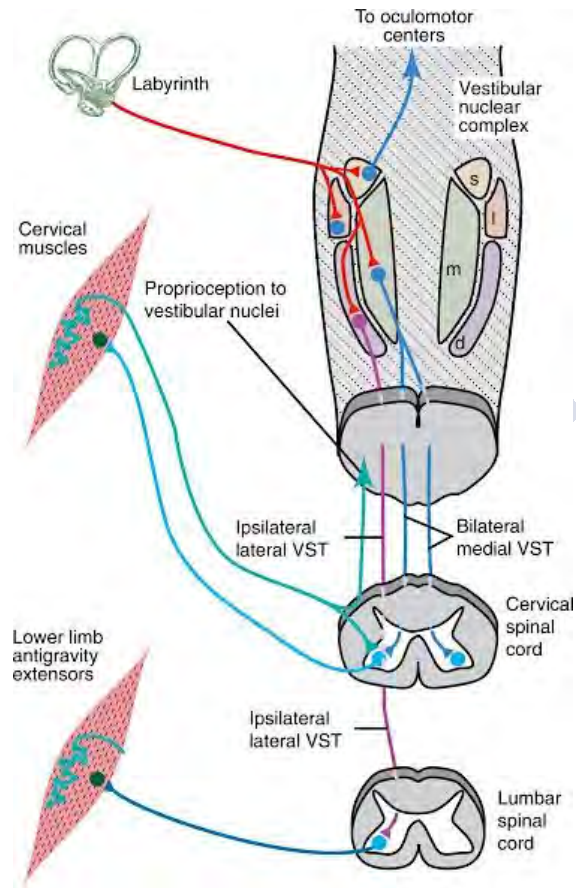


Figura 21. Vista frontal de los núcleos vestibulares y ciertas conexiones.
 En: Squire LR et al (Eds). Schieber MH, Baker JF. Fundamental Neuroscience.
 4ª ed, San Diego, 2013. Con permiso de Elsevier® a través del Copyright
 Clearance Center, Inc.

B) Vía vestibulocerebelosa indirecta: ya se ha comentado anteriormente que existen fibras directas, pero asimismo otras que, a

partir de 2ª neuronas que salen de los núcleos vestibulares medial, lateral y superior, llegan al núcleo floculonodular del cerebelo.

C) Vía vestibulomesencefálica (de Van Gehuchten): es la vía vestibulo-oculogira, por su relación con los núcleos de los nervios oculomotores. Su 2ª neurona puede salir del núcleo vestibular superior para ascender por el **fascículo longitudinal medial** homolateral (aunque algunas fibras decusan) hacia los núcleos del III, IV y VI pares craneales o bien salir del núcleo vestibular medial para proyectarse bilateralmente hacia los núcleos de los nervios oculomotores. Esta última vía también proyecta fibras nerviosas hacia el núcleo del nervio espinal o accesorio (XI par) y hacia la sustancia gris del asta anterior de los primeros segmentos cervicales; de esta forma es posible el reflejo vestibulo-oculogiro que coordina el movimiento de los ojos con el de la cabeza y el cuello, permitiendo una respuesta oculocefalógica a los estímulos generados en los conductos semicirculares. Esta conexión se observa bien en el nistagmo laberíntico. Las fibras vestibulomesencefálicas cruzadas tienen un efecto excitatorio y las directas efecto inhibitorio.

D) Vía vestibuloespinal: ejerce una acción sobre la musculatura cervical, axial y de los miembros. Se divide en 3 fascículos:

- Vía vestibuloespinal lateral: que se origina en el núcleo vestibular lateral (o núcleo de Deiters) para ir a parar a interneuronas de las láminas VII y VIII de Rexed y sobre las astas anteriores de todos los segmentos medulares, especialmente en la región cervical y lumbar, tanto de forma directa como cruzada. Facilita la acción extensora sobre la musculatura para una postura erecta.
- Vía vestibuloespinal medial: nace en los núcleos vestibulares medial (o de Schwalbe) e inferior, desciende por fibras del fascículo longitudinal medial homolateral y contralateral, a lo largo del cordón anterolateral de la médula y remata en las astas motoras de la región cervical y láminas VII y VIII. Facilita las motoneuronas flexoras y el control de la posición de la cabeza.

- Vía vestibuloespinal caudal: sus fibras se originan en los núcleos vestibulares medial e inferior y terminan en el asta anterior de la médula lumbar.

E) Otras vías vestibulares: las informaciones del vestíbulo también alcanzarán otros núcleos en el tronco del encéfalo, como el dorsal del vago (X par craneal) y la sustancia negra, el hipotálamo y el cuerpo estriado (figura 22).

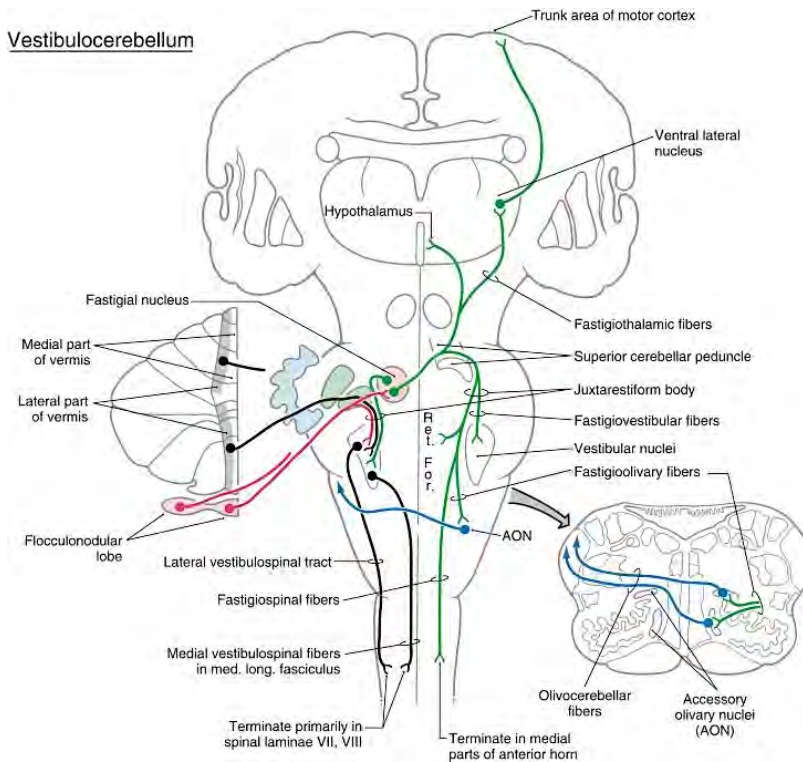


Figura 22. Ciertas conexiones de los núcleos vestibulares. En: Haines DE, Mihailoff GA. Fundamental neuroscience for basic and clinical applications. 5ª ed., Philadelphia, 2018. Con permiso de Elsevier® a través del Copyright Clearance Center, Inc.

2.3 AJUSTES POSTURALES Y SINERGIAS POSTURALES

La riqueza de respuestas posturales que posee el ser humano no puede reposar únicamente sobre un modelo de mecanismos reflejos. El sistema de control motor se prepara para la acción a través de **patrones de activación muscular** homogéneos y medibles mediante EMG, **previos** a la tarea que se va a ejecutar. Nashner (1977) observó que estos patrones fijos eran independientes de la movilidad articular disponible en los miembros inferiores, y los denominó “*functional stretch responses*” debido a su latencia (en torno a los 100 milisegundos). Esta activación muscular permite la estabilización del sujeto para la tarea encomendada, y es anterior a la misma (Belenkiy, Gurfinkel & Pal'tsev, 1967; Cordo & Nashner, 1982), conocida como ajuste postural anticipatorio (**APA**; *anticipatory postural adjustment*). Además, con el sujeto de pie sobre un plano estable, se observó que estos ajustes son disto-proximales, es decir, comienzan por la musculatura del tobillo para ir “ascendiendo” hacia los sóleos/gastrocnemios, luego isquiotibiales y por último musculatura del tronco, con un retardo de entre 10 y 20 milisegundos (Nashner & McCollum, 1985). Se supone que los APA generan una contracción o momento de fuerza que se opone a aquella esperada para la acción planificada o perturbación futura.

Algunos autores van más allá distinguiendo dos grupos de APA en función de su latencia: unos tempranos a los que denominan EPA (*early anticipatory adjustments*), 400 ms antes de la acción; y otros más tardíos que siguen llamando APA. Su hipótesis sugiere que los EPA servirían para minimizar el impacto que tendría sobre el equilibrio la acción planeada (o perturbación esperada) mientras que los APA producirían fuerzas y momentos netos adecuados para contrarrestar los efectos esperados de la perturbación (Krishnan, Latash & Aruin, 2012).

Estas correcciones posturales se completan con las sinergias de ajustes anticipatorios (**ASA**; *anticipatory synergy adjustments*), previas a los APA y los EPA, que sería la activación de una serie de elementos que permiten estabilizar (o desestabilizar) una determinada variable de la postura. Es decir, la puesta en juego de determinadas sinergias multimusculares permiten al sujeto “soltar amarras” para que en última instancia los APA preparen al mismo para la acción deseada. Su latencia es similar a la de los APA, alrededor de 100-150 milisegundos antes de la acción (Klous, Mikulic & Latash, 2011).

En definitiva, todos ellos son mecanismos *feed-forward* de control de la estabilidad, indispensables para el buen funcionamiento del sistema. Estas sinergias musculares tendrían un nivel de activación escalado y paralelo permitiendo al SNC disminuir el número de variables a controlar y reduciendo el nivel de información motora redundante. Para Krishnan y colegas (2012) este mecanismo sugiere una dirección jerárquica del sistema, donde los parámetros de control de una variable dependiente de la tarea que se quiere ejecutar estarían sujetos por una parte a la “configuración inicial” respecto a esa acción y por otra a bucles de retroactivación que pueden afectar la activación muscular sobre todo si está planeado un cambio rápido en esa variable (figura 23).

Cabría preguntarse si estos patrones de activación muscular son de aparición innata o adquirida a lo largo del tiempo. Algunos autores abogan por el carácter epigenético de los mismos, ya que la activación de los patrones en bebés sigue un orden dorso-ventral (al igual que en

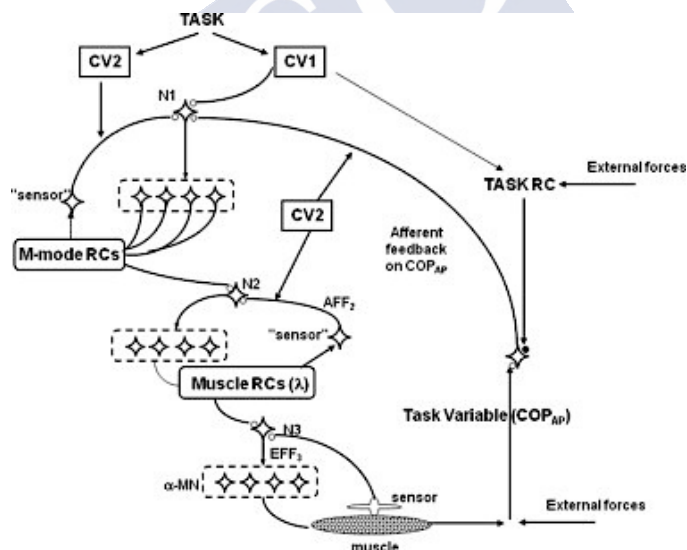


Figura 23. Esquema hipotético de control jerárquico. La variable centro de presión en sentido anteroposterior (COP_{AP}) resta casi inalterable debido a los bucles de información continua (CV2) y a las señales previas (CV1) respecto a un marco referencial (RC). En: Krishnan V, Latash ML, Aruin AS. Early and late components of feed-forward postural adjustments to predictable perturbations. *Clin Neurophysiol*, 2012, 123(5): 1016-26. Con permiso de Elsevier® concedido a través del Copyright Clearance Center, Inc.

el adulto), una secuencia cefalo-caudal y una dependencia de la posición en la que el niño/a se encuentre (Van Der Fits & Hadders-Algra, 1998) mientras que otros abogan por una serie de patrones innatos que se van seleccionando y madurando con la edad (Hadders-Algra, Brogren & Forssberg, 1996).

Además de este tipo de ajustes previos a la acción el cuerpo humano dispone de ajustes *a posteriori* del movimiento ejecutado: los ajustes posturales consecutivos a la acción (**CPA**; *consecutive postural adjustments*). Su rol aún se discute hoy en día, pero se cree que ayudan a estabilizar el resultado final del movimiento y que su duración y amplitud va ligada de forma directamente proporcional a la fuerza del movimiento dispuesto. No actúan de forma similar a los APA, puesto que éstos no aumentan su amplitud aún ejerciendo una mayor fuerza, pero sí parecen formar parte de un mismo programa motor (Bouisset & Do, 2008; Le Bozec, Bouisset & Ribreau, 2008). Memari et al (2013) los denominan “impulso de contra-perturbación”, puesto que hacen referencia a los mecanismos de ajuste que se ponen en juego para frenar los movimientos inerciales que conlleva la acción ejecutada.

En resumen, los diferentes ajustes posturales sirven a 4 propósitos principales (Massion, 1998):

- minimizar el impacto de las posibles perturbaciones posturales.
- ajustar el marco de referencia corporal al movimiento que se pretende o que ocurrirá.
- asistir al movimiento a través de la fuerza y la velocidad.
- frenar los movimientos inerciales con el fin de lograr una estabilidad tras la acción.

2.4 CONTROL POSTURAL Y MOVIMIENTO VOLUNTARIO

El cuerpo humano tiene la capacidad de “desestabilizarse” dentro de su “estabilidad” para conseguir un fin, un movimiento, una acción dentro de una tarea dada. Esta paradoja en lo que compete al control motor exige mecanismos complejos de regulación. La postura sirve como marco de referencia necesario para organizar los movimientos y al mismo tiempo provee del soporte mecánico para su ejecución (Massion, 1998).

Massion comenta que todo movimiento puede alterar la postura humana debido a las fuerzas musculares de acción y reacción que se

originan y el desequilibrio ocasionado por la alteración de la geometría corporal. Para poder lidiar con ello el cuerpo dispone un circuito en *feedforward* y otro en *feedback*. En el bucle de retroalimentación los captosres corporales informan al SNC de la nueva situación, que es ajustada en consecuencia. Al mismo tiempo, o ya previamente, vemos como los APA y los ASA (circuito de anticipación) han ajustado los valores de activación muscular y posicionamiento respecto a la acción. El SNC se encarga por tanto de comparar el modelo predictivo con la información suministrada *a posteriori* de tal forma que es el error o la diferencia entre ambos programas lo que tiene que gestionar para un correcto movimiento. Chiba et al (2016) hablan de “calibración y recalibración” constante de los centros del SNC, que decide cuándo y hasta qué punto un estímulo es fiable y lo recalcula según las condiciones medioambientales y el esquema corporal existente.

El circuito de *feedback* se apoya en las aferencias y vías neuroanatómicas descritas en el apartado 3.2, además de bucles reflejos del sistema nervioso. El circuito de *feedforward* se basa en el **aprendizaje** del sujeto a lo largo de su desarrollo y las **representaciones internas** del propio cuerpo y del mundo exterior. El entrenamiento es capaz de modular las respuestas de anticipación, aunque también están sujetas a otras características tales como la fatiga, el nivel atencional, el envejecimiento o estímulos corticales (Bouisset & Do, 2008).

2.4.1 Bucles de información refleja

Podemos considerar 2 grandes grupos reflejos para el control motor:

- Reflejos de bucle corto: aquéllos que iniciados por la aferencia periférica llegan a la médula espinal y activan una serie de motoneuronas, en especial de los músculos extensores (por su tendencia al estiramiento en la postura erecta), permitiendo un ajuste local del tono muscular (Fitzpatrick, Gorman, Burke & Gandevia, 1992). El más conocido es el **reflejo miotático** de los husos neuromusculares (Magnus, 1926), donde un músculo sometido a estiramiento reacciona con una contracción, pero también funciona en bucle corto el **reflejo miotático inverso**

(un músculo sometido a una carga/estiramiento mayor del soportable inhibe su actividad motora y estimula la antagonista) y el fenómeno de **inhibición recíproca** (juego de activación/inhibición entre agonistas y antagonistas).

En este grupo también podemos considerar los distintos reflejos que pasan por los núcleos vestibulares: el **reflejo vestibuloocular** (VOR), encargado de estabilizar la imagen en la retina a pesar de los movimientos de la cabeza en complementariedad con los reflejos optocinético y optocólico y el **reflejo vestibulo-cólico** (VCR), que sitúa la cabeza en el espacio con respecto al tronco (Norré, 1990). Las ganancias de uno u otro reflejo dependerán de la tarea motora ejecutada, modulación visual y características de la base de sustentación (Welgampola & Colebatch, 2001). La excitación cutánea también puede crear un reflejo, como se ve en el reflejo extensor o en el de retirada, así como los reflejos tónicos simétricos y asimétricos del cuello influyen en el tono muscular de las extremidades (Garrido Robres, García Ballesteros & Martín Villuendas, 2011).

- Reflejos de bucle largo: predomina el **reflejo vestibuloespinal** (VSR), que ayuda a colocar el cuerpo en el espacio con respecto a la gravedad, apoyado sobre 2 fascículos: el lateral, que tiene una acción homolateral sobre la médula toracolumbar de forma que excita la musculatura extensora de los miembros inferiores e inhibe los flexores, y el medial, que llega de forma bilateral a las motoneuronas e interneuronas de la médula cervical. El **reflejo reticuloespinal** estaría ligado al “reflejo de sobresalto”, es decir, la predisposición del tono muscular ante un posible estímulo agresivo que oigamos y/o veamos, por lo que se conecta directamente con información consciente e inconsciente que llegue a la formación reticulada y vehicula información simpática (Le Goïc, 2013; McCall, Miller & Yates, 2017).

2.4.2 Información cortical, subcortical y cerebelar

Comportan fibras asociadas al mando voluntario y automático del movimiento y del control postural. Se apoyan en vías corticoespinales, como la **vía piramidal**, encargada del movimiento fino y voluntario, que desde las áreas del córtex motor primario, premotor y del córtex somestésico primario llegan hasta los cuernos medulares anteriores para inervar principalmente interneuronas de la sustancia gris medular, algunas motoneuronas α y varios tipos de neuronas propioespinales. Existen multitud de fascículos de la corteza cerebral hacia otras áreas del cerebro y hacia el **tronco del encéfalo** (Guyton & Hall, 2011; figuras 24a y 24b):

- Cortico-corticales, implicados en la inhibición de las neuronas adyacentes a aquéllas que han activado el movimiento.
- Cortico-basales, destinados a modular patrones motores complejos (circuito del núcleo putamen) y actuar en consonancia con la información disponible en áreas de la memoria y áreas sensitivas del córtex (circuito del núcleo caudado).
- Corticorubroespinales, que pueden hasta cierto punto “imitar” la vía directa corticoespinal ya que el núcleo rojo actúa como una copia del córtex motor, hasta el punto de poder reproducir la contracción de un músculo o varios.
- Hacia la formación reticular y los núcleos vestibulares, y de ahí pueden ir hacia la médula y/o hacia el cerebelo. Los núcleos reticulares pontinos tienen una acción excitatoria de la musculatura antigravitatoria mientras que los bulbares la relajan. Los núcleos pontinos funcionan de forma directa con los núcleos vestibulares, modulando de esta forma la actividad muscular tras recibir la información del aparato vestibular.
- Hacia los núcleos olivares inferiores para luego proyectarse al cerebelo.

El mecanismo de control del movimiento se basa en la apreciación de error entre el comando motor programado y el acto motor en sí que se desarrolla. Esta comparación la realiza el **cerebelo**, gracias a todas las informaciones disponibles desde el área vestibular, propioceptiva, visual, auditiva, trigeminal y cortical, de tal forma que obtiene referencias egocentradas, exocentradas y geocentradas del y respecto al cuerpo en todo momento, y así puede generar correcciones

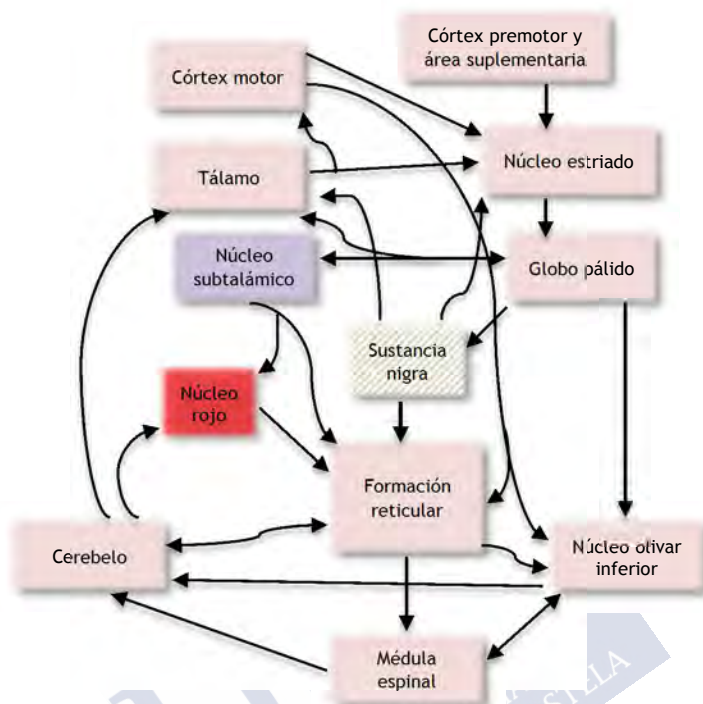


Figura 24a. Relaciones de los ganglios basales con áreas corticales, subcorticales y cerebelo.

en el movimiento voluntario entre agonistas y antagonistas y suavizar la magnitud de los movimientos reflejos (Le Goïc, 2013). Podríamos decir que el cerebelo es el encargado del “ajuste fino” del movimiento, además de la “suavidad” en el mismo ya que ejerce una acción de planificación de la siguiente tarea motriz. Entre otros, Wolpert y Kawato (1998) sitúan al cerebelo como posible intermediador central en los mecanismos *feedforward* y *feedback* ya expuestos, responsable de un modelo interno del movimiento que además respondería ante el aprendizaje y/o la visualización. Además, últimos estudios sugieren que el cerebelo juega un rol en la actividad cognitiva humana, pudiendo afectar a la modulación del lenguaje, perfeccionamiento en el uso de herramientas y sincronización entre el pensamiento y el movimiento.

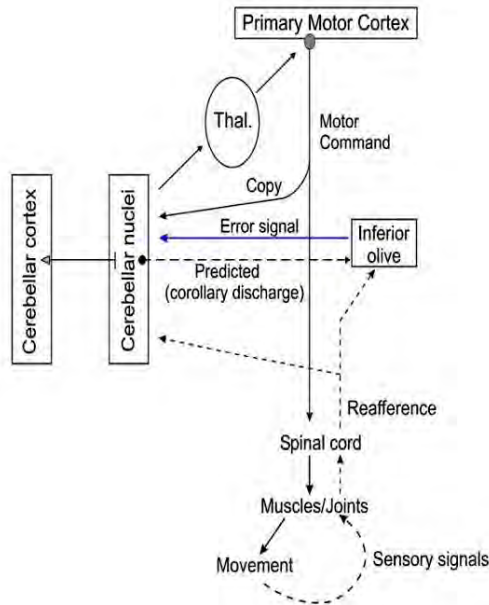


Figura 24b. Relaciones del cerebelo con áreas corticales, subcorticales y medulares. En: Manto M. Mechanisms of human cerebellar dysmetria: Experimental evidence and current conceptual bases. *J NeuroEngineering Rehabil*, 2009;6(1):10. Con licencia Creative Commons.

Los mecanismos de ajuste postural ofrecen respuestas, por tanto, a 3 niveles distintos: espinal (reflejos, por sí solos incapaces de mantener el sistema), tronco encefálico y corteza cerebral. Ello implica que existan respuestas de corta, media y larga latencia y por tanto que el primer efecto sobre un desajuste corporal sea mediado por los reflejos y, más tarde, por áreas corticales y sus vías de control. Ahora bien, estas acciones en la fase tardía de la respuesta postural están moduladas por el córtex, por lo que dependerán de

“alteraciones en el estado cognitivo, condiciones sensorio-motoras iniciales, experiencia anterior y aviso previo de una perturbación, todos ellos representando cambios en la programación central” (Jacobs & Horak, 2007)

Las vías corticocerebelosas adaptarían las respuestas según las experiencias previas y las vías que atraviesan los ganglios basales modularían la respuesta en función del entorno y objetivos actuales del sujeto.

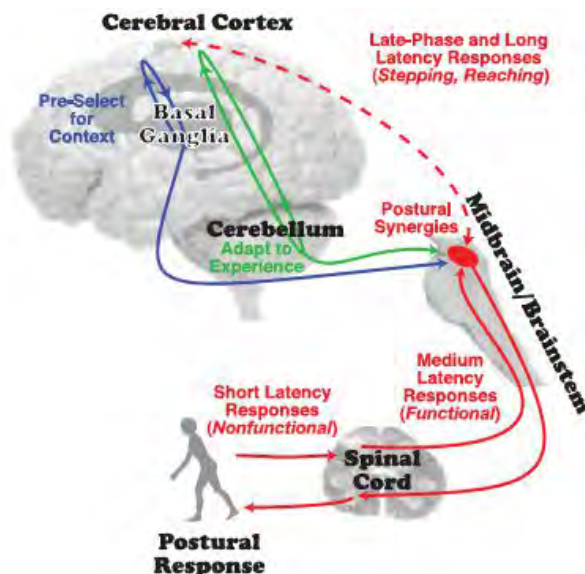


Figura 25. Modelo de respuestas posturales según la latencia de las mismas.
En: Jacobs JV, Horak FB. Cortical control of postural responses. *J Neural Transm*, 2007, 114: 1339-1348. Con permiso de Springer-Nature® concedido a través del Copyright Clearance Center, Inc.

2.5 MODELOS COMPUTACIONALES DEL CONTROL POSTURAL Y ESTRATEGIAS DE EQUILIBRACIÓN

El resultado observable en la oscilación humana en bipedestación de todo este mecanismo integrador ha intentado modelizarse de varias formas. Es habitual referirse al modelo del **péndulo invertido** creado por Gurfinkel (1973): los pies actuando como punto fijo sobre el suelo y el resto del cuerpo oscilando según los ejes tibio-tarsiano (articulación tibioperonea-astragalina) y de Henke (articulación subastragalina) (Winter, 1995; figura 26). Este modelo ofrece una visión simple del mecanismo en dos dimensiones (2D), frontal y sagital, y aunque a nivel matemático facilita el estudio y es válido (Gage, Winter, Frank & Adkin, 2004), tiene sus limitaciones (Ivanenko & Gurfinkel, 2018; Kruchinin, 2014).

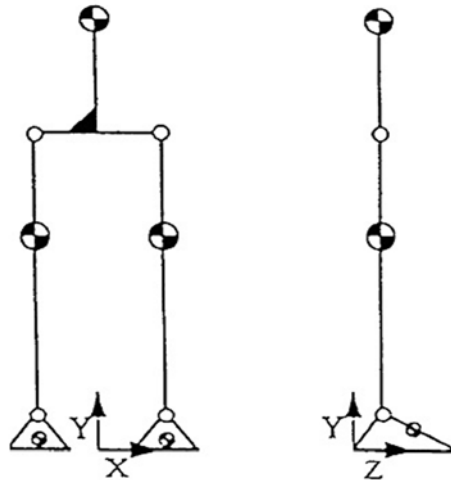


Figura 26. Modelos biomecánicos de péndulo invertido. En: Winter DA. Human balance and posture control during standing and walking. *Gait & Posture*, 1995, 3: 193-214. Con permiso de Elsevier® concedido a través del Copyright Clearance Center, Inc.

En general se puede simplificar la acción del sistema tónico-postural humano como un péndulo invertido que cumpla la siguiente condición: la rigidez articular y miotendinosa de las estructuras del tobillo debe superar la desestabilización provocada por la fuerza de la gravedad. Este modelo puede ser más complejo si se suman los grados de libertad de las articulaciones de las rodillas y las caderas, cuya rigidez frente al peso también entra en juego permitiendo un menor esfuerzo de las estructuras “ancladas” a los tobillos (Iqbal, 2011).

Se ha debatido si este modelo, en posición bipedesta “inmóvil”, es capaz por sí solo de obtener estabilidad amparándose en componentes puramente pasivos, como la rigidez de las partes blandas, concluyéndose que no sería posible debido a la necesidad de un alto grado de fuerzas estabilizadoras que los músculos del tobillo no pueden proveer (Iqbal, 2011; Morasso & Schieppati, 1999), o aún cuando el complejo mio-tendinoso fuese suficiente para hacer frente al vector gravitatorio el ajuste local a nivel del tobillo es incapaz de estabilizar el modelo (van Soest & Rozendaal, 2008). Y si se aumentan los grados de libertad del prototipo, como en los **modelos multi-segmentarios** (figura 27), la rigidez necesaria para combinar los movimientos en los tobillos, rodillas y caderas sometidos a rotación o traslación, sería imposible sin una participación activa del

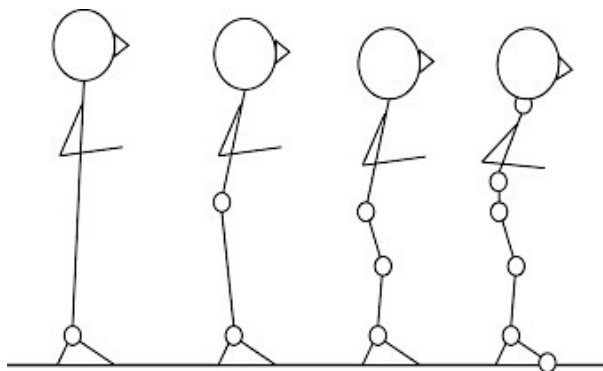


Figura 27. Distintos modelos de representación. 1: péndulo invertido simple. 2: doble péndulo invertido. 3: multiarticulado de 4 segmentos. 4: multiarticulado de 6 segmentos. En: Chiba R et al. Human upright posture control models based on multisensory inputs; in fast and slow dynamics. *Neurosci Res*, 2016, 104: 96-104. Con permiso de Elsevier® concedido a través del Copyright Clearance Center, Inc.

sistema (Edwards, 2007). Son varios los autores que han tratado de modelizar el sistema postural humano con patrones de este tipo, representando el cuerpo mediante segmentos inter-articulados en mayor o menor número (Andersen, Cisneros, Atchley & Saidpour, 1999; Romick-Allen & Schultz, 1988; Yang & Pai, 2010). Dentro de estos modelos destacan aquellos de **doble péndulo invertido** (Ferry, Martin, Termoz, Côté & Prince, 2004; Park, Horak & Kuo, 2004; Suzuki, Nomura, Casadi & Morasso, 2012), porque encajan perfectamente con ciertas estrategias que el cuerpo usa ante el desequilibrio, llamadas *feet-in-place* (pies fijos al suelo) ya que el cuerpo no necesita levantar el contacto plantar sobre el plano para estabilizarse. Si tenemos en cuenta el CdM del cuerpo como variable a estabilizar, se observa que el ser humano es capaz de ejecutar una **estrategia de tobillo** (figura 28) o una **estrategia de cadera** (figura 29) frente a la excursión del mismo en cualquier dirección, ya que ambas articulaciones poseen la facultad de generar movimiento en todos los planos del espacio. Así, frente a una excursión anterior (en plano sagital) del CdM, las fuerzas activas y pasivas actuarían para contrarrestar dicho movimiento y “traer” de vuelta al CdM para que caiga sobre el polígono de sustentación. Este tipo de estrategia sería la usada con base de sustentación estable y amplia y con oscilaciones/desequilibrios de baja magnitud. Si el desequilibrio sobrevenido es de mayor intensidad o bien la base de sustentación es

menor se pasa a una estrategia de cadera, por ejemplo, si nos empujan hacia atrás flexionaremos las caderas al tiempo que los tobillos hacen el juego contrario de flexión plantar en el mismo grado, con las rodillas en posición neutra el CdM es capaz de seguir estabilizado en nuestra base de sustentación.

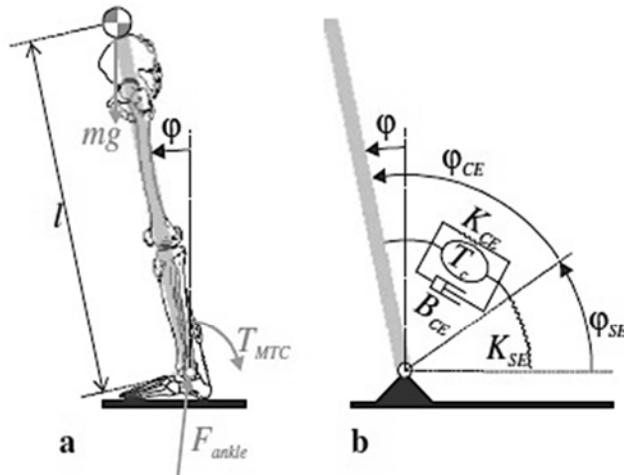


Figura 28. Estrategia de tobillo. Modelo de péndulo invertido simple ante un desequilibrio anterior. En: van Soest AJ, Rozendaal LA. The inverted pendulum model of bipedal standing cannot be stabilized through direct feedback of force and contractile element length and velocity at realistic series elastic element stiffness. *Biol Cybern*, 2008, 99(1): 29-41. Con permiso de Springer-Nature® concedido a través del Copyright Clearance Center, Inc.

Pero el ser humano también dispone de estrategias de equilibración que implican un **cambio en la base de sustentación** (*change-in-support*). Casi todo el mundo habrá experimentado alguna vez el tener que dar un paso para evitar una caída (piense el lector en un bus que frena súbitamente) o buscar un punto al cual agarrarnos. La literatura debate entre cual es el momento preciso en relación al medio en el que el cuerpo escoge una u otra estrategia de control del equilibrio, y aunque se pensaba que los cambios en la base de sustentación se daban con grandes excursiones del CdM o cuando las estrategias de soporte fijo no eran posibles, parece que son más frecuentes de lo que parecía, al menos en sujetos mayores (Maki & McIlroy, 1997).

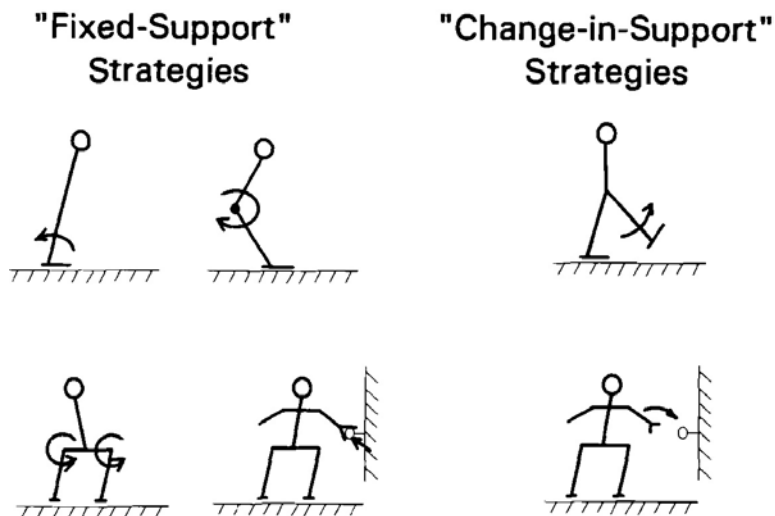


Figura 29. Estrategias de ajuste postural. Arriba: plano sagital, estrategia de tobillo y cadera (izda.) y estrategia de paso. Abajo: plano frontal, estrategias de cadera y de agarre (izda.) y estrategia de paso y agarre (dcha.). En: Maki BE, McIlroy WE. The Role of Limb Movements in Maintaining Upright Stance: The "Change-in-Support" Strategy. *Phys Ther*, 1997, 77(5): 488-507. Con permiso de Oxford University Press® concedido a través del Copyright Clearance Center, Inc.

No entraremos en profundo detalle en todas las estructuras anatómicas que hacen posible estos procesos, pero el lector hallará un recuerdo respecto a los músculos que las hacen posible. En el caso de las sinergias musculares medidas mediante EMG en la estrategia de tobillo en un plano sagital, se observa una activación disto-proximal de músculos que podríamos llamar de "cadena posterior" al desestabilizarse hacia delante: gastrocnemios, isquiotibiales y paraespinales. Al contrario, en un desequilibrio posterior, se observa una activación de los tibiales, cuádriceps y rectos del abdomen. En el caso de utilizar una estrategia de cadera esta activación en cadena cambia, originándose de forma próximo-distal e invirtiendo las "cadenas musculares" implicadas: si nos vamos hacia delante actuarán los rectos abdominales y los cuádriceps mientras que en un desequilibrio posterior será la musculatura paraespinal y los isquiotibiales los involucrados, sin una activación importante de la musculatura del tobillo que ve así amortiguado su papel (Horak & Nashner, 1986).

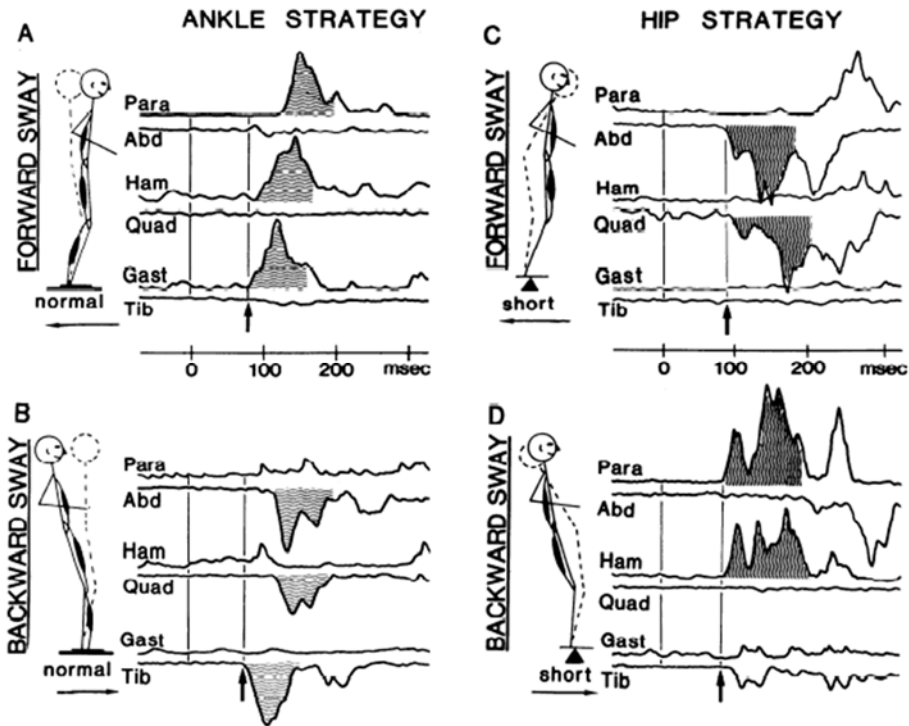


Figura 30. Patrones de respuesta muscular frente al desequilibrio. Izda.: estrategia de tobillo. Dcha.: estrategia de cadera. En: Horak FB, Nashner LM. Central programming of postural movements: adaptation to altered support-surface configurations. *J Neurophysiol*, 1986, 55(6): 1369-81. Con permiso de The American Physiological Society concedido a través del Copyright Clearance Center, Inc.

Para Dupui et al (2003) los principales músculos que tendrían una función tónica en el cuerpo humano se recogen en la figura 31. A partir de estas “cadenas musculares” se han desarrollado toda una serie de abordajes terapéuticos al trabajar sobre ellas desde los años 50, con un pretendido impacto en la postura (Denys-Struyf, 1997; Mezières, 1947; T. W. Myers, 1997a, 1997b; Souchard, 2011).

GRUPOS MUSCULARES IMPLICADOS EN EL EQUILIBRIO ANTEROPOSTERIOR Y LATERAL

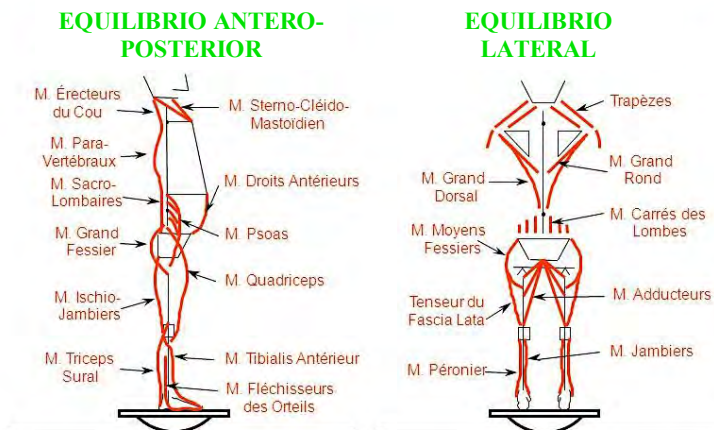


Figura 31. Grupos musculares que actúan en la postura. Extraído de: Dupui P, Montoya R. Approche physiologique des analyses posturographiques statique et dynamique. En: Lacour M, editor. Physiologie, Techniques, Pathologies. Ed. Solal; Marseille, 2003. Con permiso de *De Boek Supérieur* ediciones, Louvain-la-Neuve, Bélgica.

En una persona sometida a desequilibrio la elección de la táctica más adecuada se ejecuta en función de la magnitud del desequilibrio, el conocimiento del entorno y las experiencias previas, pero parece obvio que las estrategias de soporte fijo aparecen en primer lugar debido al tiempo de latencia (de 80 a 140 ms según Nashner y McCollum, 1985) y las de cambio de soporte exigen la participación del córtex motor, aunque Maki y McIlroy (1997) abogan por una activación temprana de las estrategias de *change-in-support* en paralelo a aquéllas de soporte fijo que el cuerpo “completa” (dando un paso) si es necesario.

Para Suzuki et al (Suzuki et al., 2012) el modelo de doble péndulo invertido refleja bien el funcionamiento del cuerpo humano, teniendo en cuenta que necesita del control por parte del SNC y de la rigidez necesaria (propiedades viscoelásticas) de músculos y articulaciones. Además, no garantiza la estabilidad si se ciñe a un modelo de control continuo en retroalimentación, ya que supondría un retraso en la activación de mecanismos de estabilización tras la información

facilitada y sería de costoso mantenimiento. Proponen un modelo cambiante que alterne momentos de activación (*on*) con otros de inactivación (*off*), generando pares de fuerzas a nivel del tobillo y cadera, permitiendo así una actitud erguida a la par que flexible, con un gasto energético mínimo.

Para finalizar, a pesar de que originariamente los diversos estudios abogaban por el análisis linear de los parámetros estabilométricos (Kapteyn et al., 1983) en la actualidad los modelos se ajustan más a un patrón no linear en el que el sistema de control motor es capaz de actuar de modo anticipativo y reactivo, a través de complejos sistemas neurosensoriales interrelacionados, y en el que un estímulo a cualquier nivel puede desencadenar una serie de respuestas diferentes dependiendo del contexto, tarea o estado cognitivo (Sasaki et al., 2001; Ting et al., 2009). Esto explica mejor la variabilidad en las estrategias de control postural cuando el equilibrio se ve perturbado.





3. JUSTIFICACIÓN

Aproximadamente entre el 54% y el 80% de la población adulta tendrá dolores de espalda en los países industrializados, con el consecuente impacto social, económico, familiar y profesional. Además su prevalencia en las zonas desarrolladas sigue aumentando día a día (Manchikanti et al., 2009; Palomino Aguado, Jiménez Cosmes & Ferrero Méndez, 2010). El gasto que supone hacer frente a este tipo de patologías se estimó en 90,7 millones de dólares para los EE.UU. en 1998 y en 11 millones de libras para el Reino Unido con datos del año 2000.

En España, en el año 2009, en una investigación financiada con fondos de la Seguridad Social, el Dr. Santiago Mario Araña Suárez observaba que los trastornos músculo-esqueléticos suponían entre el

“décimo y decimoquinto lugar en el total de las causas de incapacidad, sexto lugar en cuanto al número de bajas que se solicitan y primer lugar de todas las causas en cuanto a la duración media de los procesos por Incapacidad Laboral Temporal” (Araña-Suárez, 2011)

Hasta tres cuartas partes de la población activa española señalaba algún tipo de dolor músculo-esquelético en 2007, señalando el 40,1% la región de la espalda, el 27% el cuello y/o la nuca y el 26,6% la zona alta de la espalda (Araña-Suárez, 2011). Esto supone un coste elevadísimo a las arcas del erario público, entre el 0,5% y el 2% del Producto Interior Bruto en Europa, con lo que lógicamente los gobiernos buscan recursos y planes de prevención para hacerles frente (Díez de Ulzurrun, Garasa Jiménez & Eransus Izquierdo, 2007).

Para intervenir frente a esta situación, numerosas guías de práctica clínica han puesto el acento en el abordaje mediante terapia manual, aconsejando este tipo de intervención en trastornos músculo-esqueléticos por su eficacia y seguridad, e incluso por su mejor relación coste-efectividad que el tratamiento médico convencional

(Tsertsvadze et al., 2014). Otros autores confirman esta mejor estrategia coste-efectividad a la hora de abordar el dolor lumbar o cervical en países europeos, con buena aceptación en la población general de este tipo de tratamientos y pocas reacciones adversas (Alvarez Bustins, López Plaza & Carvajal, 2018; Verhaeghe, Schepers, van Dun & Annemans, 2018), aunque la revisión de Tsertsvadze (2014) considera que hay que mejorar la metodología de estudio antes de afirmar rotundamente una buena relación coste-efectividad y/o coste-utilidad de la terapia manual en los trastornos músculo-esqueléticos.

El debate que en su día establecieron Lederman y otros (Chaitow, 2011; Lederman, 2011) sobre el papel de la terapia manual en relación con un modelo biomecánico clásico de abordaje esboza la necesidad de que este campo se adecúe a los hallazgos más recientes en neurofisiología del control motor y “vaya de la mano” con los nuevos conceptos que surgen en el ámbito científico (Twomey, 1992).

En el ámbito del control motor, donde el sistema de control ortostático y la integración de la información en el SNC es fundamental, se necesitan técnicas que ayuden a la función diagnóstica y, por ende, a la propuesta terapéutica. Desde el punto de vista de Horak (1987), la valoración del control postural en adultos debe dirigirse hacia 3 sistemas esenciales:

- los **componentes biomecánicos**, es decir, la evaluación del aparato musculoesquelético que tiene que dar soporte y movimiento al sistema.
- la **coordinación motriz**, observando las estrategias de movimiento de los sujetos frente a la desestabilización.
- la **organización sensorial**, con test específicos para el sistema visual, vestibular y la propiocepción plantar.

Además, señala que las medidas deben ser **fiables** y **válidas** entre otras cualidades. Sobre este punto, Hestøek y Leboeuf (2000), en su revisión de los test manuales dirigidos a la determinación de problemas de la columna lumbosacra, observaron que ningún test quiropráctico poseía un grado de fiabilidad y validez suficientes para suponer una lesión lumbopélvica, al igual que Haneline y Young (2009) que observan bajos índices de acuerdo en la palpación estática de la columna, si bien la fiabilidad inter e intra-examinador reporta

unos coeficientes *kappa* aceptables en lo tocante al dolor. La revisión de otros autores reporta falta de fiabilidad respecto a la valoración de los cambios en la textura tisular y diferencias en lo que concierne a la asimetría posicional de las estructuras corporales (excepto al medir la situación del maléolo tibial y la espina iliaca antero-superior). También se comenta la restricción de movilidad, que arroja unos resultados flojos en la fiabilidad inter-examinador y buenos en la intra-examinador. De todas formas, varios factores podrían afectar a este tipo de mediciones: la experiencia del examinador, una formación consensuada, el modelo y el procedimiento usados, la muestra de sujetos y los protocolos de cegado de los diferentes estudios (Basile, Scionti & Petracca, 2017).

Por tanto, los diferentes test manuales, al igual que el resto de pruebas médicas, deberían ser la base para ofrecer y/o ayudar a un diagnóstico preciso, aportar seguridad al operador y al paciente y determinar un plan terapéutico a seguir. Por otra parte, la fiabilidad y validez de una prueba determinan las condiciones en las que se presenta el paciente y permiten su selección o exclusión a la hora de ejecutar estudios de buena calidad, como los ensayos clínicos controlados y aleatorios. Otro de los problemas para encontrar una buena validez o precisión en los test manuales es la falta de referencias, de un *gold-standard* contra el que poder compararse, por lo que aún hoy en día muchos de los test se ponen en cuestión (Jordan, 2009; Lucas & Bogduk, 2011; Najm et al., 2003; Vincent-Smith & Gibbons, 1999).

Otro punto importante que justifica la investigación en este tema es la conexión evidente entre **estabilidad** y **dolor**. Existen estudios que abordan la relación entre lumbalgia crónica y estabilidad postural observando que el grado de dolor es un factor determinante en el equilibrio (Soliman, Shousha & Alayat, 2017) que influye en la velocidad de respuesta muscular (Radebold, Cholewicki, Polzhofer & Greene, 2001). Otros concluyen que existe una oscilación mayor tanto en superficie como en velocidad del CdP de pacientes con lumbalgia crónica que en sujetos normales (Ayhan et al., 2016; Caffaro et al., 2014; Lafond et al., 2009), parámetros que aumentan su diferencia si se les priva a los sujetos de visión o se les coloca sobre superficies inestables; aunque ciertos valores de la evaluación posturográfica se pueden ver afectados por el aprendizaje (Leitner et al., 2009). También la alteración del control motor de la zona cervical se asocia a problemas, con sensaciones de inestabilidad, mareos y disfunciones

visuales, al menos en los pacientes aquejados de latigazo cervical traumático (Treleaven, 2008, 2011) o de fatiga en los músculos elevadores de las escápulas (Stapley et al., 2006). De hecho, la evaluación rutinaria de los reflejos cérvico-oculares, cérvico-cólicos y el tónico del cuello se cree de capital importancia en aquellos sujetos que avanzan hacia la cronificación del proceso (Treleaven, 2017). De forma similar a los que padecen lumbalgia, también en sujetos con cervicalgia idiopática y/o post-traumática se observa un déficit de control postural, pues necesitan mayor dispendio energético y aumentan la distancia cuadrática media de oscilación en el plano anteroposterior y lateral para su bipedestación (Field, Treleaven & Jull, 2008; Treleaven, 2008).

También se observan problemas en individuos osteoporóticos, lo que puede llevar a caídas con mayor facilidad, y su mejora con el ejercicio (Chyu et al., 2010; L.-Y. Wang et al., 2013). Pero esta relación no se reduce a problemas en la columna vertebral: se observa asimismo un déficit similar en individuos con desórdenes temporomandibulares (Nota et al., 2017; Ries & Bérzin, 2008; Souza et al., 2014), con patología de rodilla, con disfunción propioceptiva en los miembros inferiores y en sujetos con fibromialgia (Peultier et al., 2017; Yilmaz, 2015). En definitiva, la relación estabilidad-dolor parece un binomio a tener en cuenta en la salud.

En la búsqueda de una mayor seguridad a la hora de analizar los resultados de nuestras palpaciones creemos fundamental un lenguaje común, que ponga de acuerdo los resultados de distintos terapeutas. Además, aquí residen, a nuestro juicio, **2 grandes problemas de las mediciones en terapia manual**: ni existen estudios de reproductibilidad de determinados test en relación con la postura en edad infantil ni se ha verificado que las respuestas pasivas al estiramiento sean similares a las de la edad adulta ante variaciones/estímulos corporales que podrían alterar el tono muscular. Para ello, hemos optado por diseñar:

- un estudio de concordancia intra e inter-examinador del test de cadenas estabilizadoras descrito por Villeneuve y Parpay (1991) en niños de 11-12 años de edad (ver **estudio experimental 1**). Además, hemos valorado una posible correlación con medidas baropodométricas tras intervención. Este estudio pone de relieve el grado de reproductibilidad que el test puede tener en nuestra

práctica diaria y la posible relación con las fuerzas ejercidas contra el suelo de nuestra posición bipedesta.

- un estudio en diseño pretest-posttest del test de rotadores descrito por Bernard Autet (1985), y la influencia sobre el mismo tras manipular la información proveniente del sistema estomatognático (ver **estudio experimental 2**).

JUSTIFICACIÓN:

- Necesidad de aplicar test acordes con la fisiología.
- Necesidad de pruebas rápidas y con buena relación coste-efectividad.
- Necesidad de mejorar la fiabilidad y validez de las pruebas disponibles.
- La estabilidad como punto común en el déficit de control postural humano.

OBJETIVOS:

- Demostrar la fiabilidad intra e inter-observador del test de estabilidad pélvica unipodal.
- Demostrar la estabilidad temporal de los test en el corto plazo.
- Establecer la validez de la prueba en la medición de la estabilidad pélvica en relación con el control motor.
- Establecer el grado de asociación entre la prueba manual y una intervención exteroceptiva plantar.
- Establecer el grado de relación entre las variables baropodométricas y la intervención.
- Establecer una asociación entre el sistema estomatognático y el tono muscular.
- Estudiar la sensibilidad del test de rotadores al cambio en la dinámica postural a través de las variables baropodométricas.
- Aumentar el grado de validez de las pruebas para su uso clínico.



CAPÍTULO II

MARCO EXPERIMENTAL





4. ESTUDIO EXPERIMENTAL 1:

Test de estabilidad pélvica unipodal en el niño: reproductibilidad intra e inter-observador, sensibilidad ante una estimulación plantar y relaciones con ciertas variables baropodométricas

4.1 INTRODUCCIÓN

El análisis del tono muscular es de gran utilidad en el campo médico clínico, ya que nos ofrece datos cuantitativos y cualitativos mediante los cuales se pueden diseñar objetivos terapéuticos y evaluaciones controladas. Para ello las pruebas usadas deben contar con la fiabilidad y validez suficientes que autoricen su uso en aras de un mayor entendimiento en el ámbito clínico, que elimine barreras en la comunicación de los distintos profesionales del campo de la salud y sirva de método de control de la terapéutica elegida.

En el presente trabajo se estudia la reproductibilidad y estabilidad de una prueba activa del control postural (como parte de su fiabilidad) y la relación con variables del control motor que pudieran derivarse. Asimismo, se analiza la influencia de una intervención mecánica plantar sobre el test.

4.2 DISEÑO DEL ESTUDIO

Para responder a los objetivos propuestos (ver apartado 2), se consideraron, por un lado, un **estudio observacional descriptivo** donde las variables estudiadas eran: el grado de concordancia inter- e intra-examinador en sucesivas mediciones y el impacto que una posible intervención pudiera tener sobre los valores medidos por una plataforma de presiones. Por otro lado, a través de un **estudio de cohortes apareado**, se pusieron en relación los resultados de los test (antes/después) con la intervención.

Previamente al trabajo práctico pasaron los consentimientos informados y un interrogatorio sobre el dolor adaptado a la edad del niño, dónde debía indicar la presencia o ausencia en la espalda del mismo y localización de ser el caso (ver anexos). Para ello

simplemente se dividían las zonas de la columna en cervical, dorsal y lumbar; pudiendo el sujeto marcar más de una zona dolorosa de ser el caso. Con la ayuda de la escala visual Wong-Baker (Garra et al., 2010; Wong & Baker, 2001) se pedía al niño/a que marcara la intensidad de ese dolor.

Una vez cubierta esta documentación se pasó al ensayo clínico. Los **criterios de inclusión** suponían:

- haber aceptado la inclusión en el ensayo, con el consentimiento debidamente firmado por parte de los padres o tutores legales del menor.
- ser capaces de seguir correctamente las órdenes dictadas por los operadores.
- no tener ninguna enfermedad física o psíquica que pudiese alterar *a priori* el comportamiento motor en bipedestación.

A continuación, los individuos incluidos en el estudio se sometían a la exploración por parte de los operadores de la siguiente manera: el operador 1 ejecuta el test de estabilidad pélvica unipodal con el individuo descalzo, los ojos cerrados (supresión de la información visual) y 2 rollos de algodón interpuestos entre las arcadas dentales con el fin de variar la información propioceptiva estomatognática en todos los sujetos del mismo modo (Alghadir, Zafar & Iqbal, 2015; Bracco, Deregibus & Piscetta, 2004; Gangloff, Louis, & Perrin, 2000; Gangloff & Perrin, 2002), entre los premolares y molares de ambos lados de la boca. Apunta el resultado y envía al sujeto al operador 2, que realizará el mismo test en las mismas condiciones y añadirá un análisis sobre plataforma de presiones durante 30,6 s. Tras acabar esta primera tanda de test el niño se envía a un tercer operador que, de forma **aleatoria**, intervendrá (o no) sobre el niño, para remitirlo de nuevo a los operadores iniciales que volverán a ejecutar los test (y un 2º análisis sobre la plataforma) y anotar los resultados. Esquemáticamente podemos objetivarlo según se expone en la figura 32.

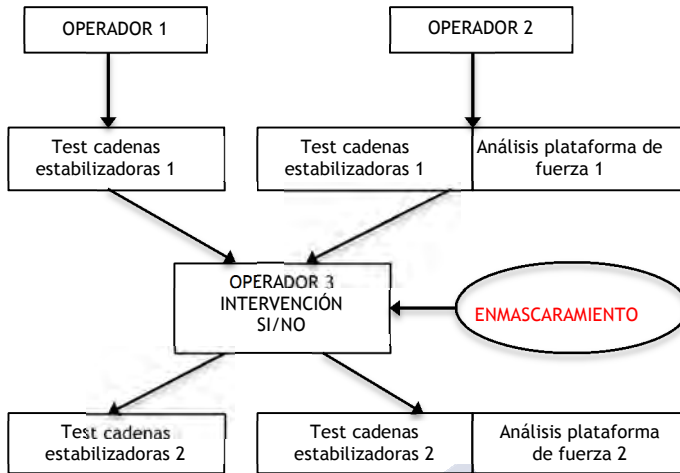


Figura 32. Esquema de realización del ensayo clínico.

Se trata así de un diseño aleatorizado que genera un grupo intervención (GI) y un grupo control (GP) de forma pareada (1:1). Así se obtiene una mejor relación causa-efecto de la intervención. Por otra banda, al ser los mismos sujetos bajo el análisis de 2 operadores diferentes se podrá analizar el grado de concordancia del test entre terapeutas. Para que la distribución final de los niños/as sometidos a intervención respecto a aquéllos que no se sometieron fuese pareada se procedió de la siguiente forma: el operador 3 posee 2 opciones (A y B, que se comentarán en el apartado material y métodos) y da a elegir al niño sin saber éste de qué se trata cada opción. El siguiente sujeto estudiado forzosamente se someterá a la opción contraria a la elegida por el primer niño, mientras que el 3º individuo que pase por este operador tendrá de nuevo las dos opciones a elegir (figura 33).

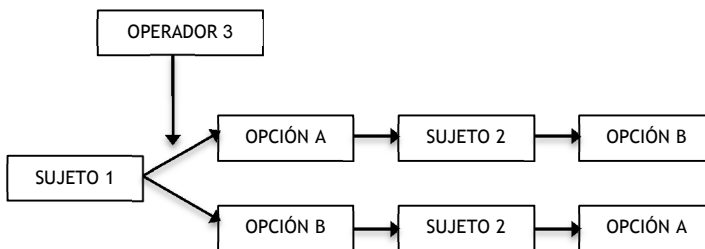


Figura 33. Aleatorización pareada.

Tanto los sujetos sometidos a los test como los operadores están cegados en el ensayo clínico (doble ciego, ya que los terapeutas no conocen si el individuo pertenece o no al grupo intervención), y en el estudio observacional, ya que no conocen las respuestas del otro en el test y, para evitar un recuerdo inmediato del resultado se cambió el orden de valoración de los sujetos durante el segundo análisis.

4.3 MATERIAL Y MÉTODOS

4.3.1 Población de estudio

Se llevó a cabo sobre niños/as de 11-12 años de edad, que formaban parte del alumnado de 6º curso de primaria del Centro de Educación Infantil y Primaria “Cañada Real” de Malagón, provincia de Ciudad Real (<http://www.facebook.com/CEIP-Cañada-Real-175840926082665/>). Para ello se obtuvo el visto bueno del Equipo Directivo del centro y la colaboración del profesor de Educación Física de dicho curso, además de los consentimientos informados de los padres/tutores de los niños/as. El estudio fue aprobado por el Comité Autonómico de Ética de la Investigación de Galicia, con código de registro 2018/281.

Se han elegido niños de esta edad basándose en los estudios de Hirasawa que demostraron que el patrón de estatokinesiograma no mostraba alteraciones mayores a partir de los 10 años de edad en

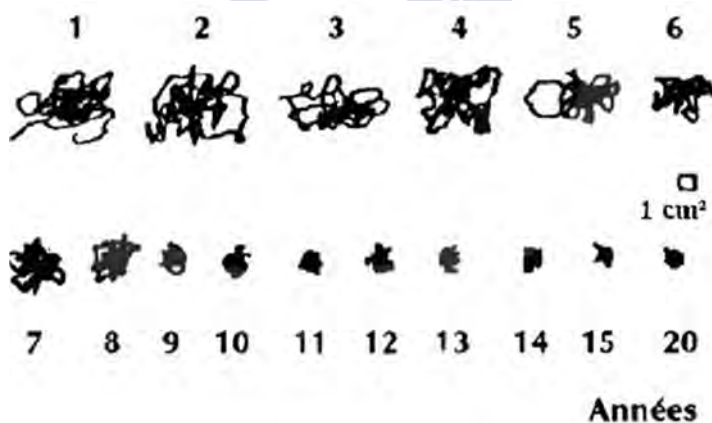


Figura 34. Registros estabilométricos por edades. En: Hirasawa Y. Study on human standing ability. *Agressologie*, 1973, 14(C): 37-44. Con permiso de la *Association de Posturologie International*, París, Francia.

sujetos sanos, o lo que es lo mismo, que a partir de esa edad la superficie de oscilación en postura bipedesta se mantenía estable (Hirasawa, 1973, 1979; figura 34). Otros autores manifiestan un control postural mayor a partir de los 8 años de edad (Verbecque, Vereeck & Hallemans, 2016). En cualquier caso, la población diana sobrepasaba dichas edades. Los criterios de selección de los participantes consistían en:

- niños/sin dispositivos ortopédicos.
- capaces de seguir las órdenes del operador.
- haber aceptado la inclusión en el estudio con la firma del tutor/padre/madre del consentimiento informado.
- no tener ninguna enfermedad física o psíquica que pudiese alterar *a priori* el comportamiento motor en bipedestación.

4.3.2 El test de estabilidad pélvica unipodal o test de “cadenas estabilizadoras”

Es un test **activo** descrito por los podólogos, posturólogos y osteópatas franceses Philippe Villeneuve y Silvie Parpay en 1.991 como parte del protocolo de exploración de la postura del sujeto (Villeneuve & Parpay, 1991). Se desarrolla de la siguiente forma:

- el paciente se encuentra en bipedestación, relajado, con los brazos colgando y los pies separados a una anchura equivalente a la distancia entre sus coxofemorales.
- el terapeuta se sitúa detrás, apoya los pulgares contra las espinas ilíacas postero-superiores (EIPS) del sujeto.
- se demanda una flexión de rodilla al paciente, sin flexión de cadera. Los miembros inferiores no deben tocarse entre sí. El sujeto debe permanecer en la posición 30 segundos.
- el terapeuta observa el movimiento en la EIPS del miembro inferior flexionado, pudiendo encontrar un ascenso de la misma, un descenso o una igualdad en la posición de la EIPS respecto a la contralateral (figura 35).

Si se objetiva un ascenso de la EIPS se dice que es **fisiológico**, puesto que la cadena estabilizadora del miembro apoyado funciona correctamente equilibrando la pelvis en apoyo unipodal. Un descenso

sería afisiológico en el examen clínico mientras que una igualdad en la posición de las EIPS nos apremia a investigar más sobre la estabilidad pélvica. El autor comenta que también hay que atender a signos como posición descompensada de los hombros y/o cabeza a la hora de ejecutar el test, que podrían falsearlo por compensaciones a distancia. En resumen, se trata de un test que busca un **signo de Trendelenburg** desde una perspectiva de examen postural y no para descartar una parálisis de los glúteos medio y menor, inervados por el nervio glúteo superior, fibras L4-L5-S1 (Drake et al, 2010; p. 662).

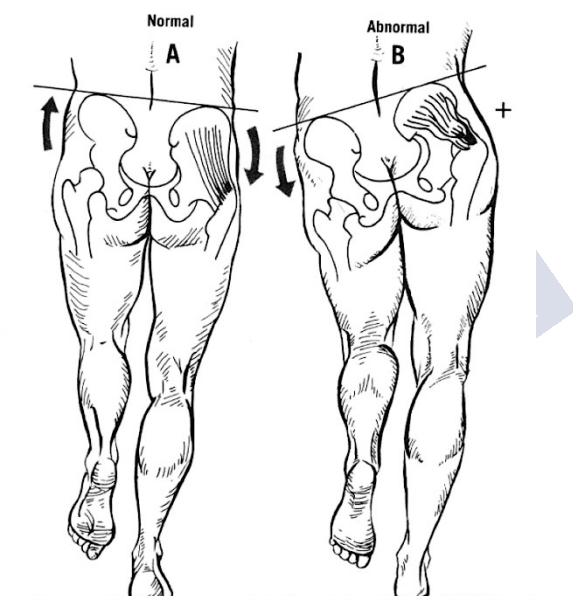


Figura 35. Detalle de las respuestas en el test de estabilidad pélvica unipodal derecho. El operador observa la respuesta sobre la EIPS izquierda. O’Rahilly R et al. Basic Human Anatomy. A regional study of human structure. Accessed online. Con permiso de los autores, *The Dartmouth College*, Hanover, USA.

En el presente estudio los operadores indicaban de una forma **global** si el sujeto era **estable** o **inestable**, y a cada lado (derecha e izquierda) si el movimiento había sido **fisiológico** o **no**. Para declarar a un sujeto como estable ambos lados testados deberían presentarse como fisiológicos.

4.3.3 La plataforma de presiones

Se trata de un aparato que permite medir la presión ejercida contra el suelo por los pies, tanto en estática como en dinámica. Se utilizó la plataforma EPS de Loran Engineering (Loran Engineering, Castel Maggiore, Bologna, Italy) y el *software* de estabilograma y estatokinesiograma suministrado (SKG *Software*), aunque solo hemos tenido en cuenta para el análisis estadístico aquellos valores que consideramos fiables de esta plataforma (Tsaklis et al, 2008; Zequera et al., 2011). Está equipada con 2224 sensores y admite 450 kPa de presión.

También se ha estudiado el impacto que la presión (entendida como porcentaje de carga del sujeto sobre el suelo) pudiera tener sobre los test efectuados y/o tras la intervención; para lo cual los valores generados por la plataforma parecen suficientemente válidos (Lomas Vega & López Ruiz, 2005). Todos los registros en plataforma se han hecho de la misma manera: de día con luz natural, sujeto en bipedestación de forma relajada, la mirada al horizonte sin objetivo visual cercano (más de 2 m) y los ojos cerrados, con los talones separados 4 cm y los pies formando un ángulo de 30° según los ejes marcados por los 2º metatarsianos (AFP, 1985). La duración del registro fue de 30,6 segundos.

4.3.4 Intervención

Basada en 2 propuestas diferentes. La opción A, **intervención verdadera**, se trataba de una estimulación plantar en el área subescafoidea del pie derecho por medio de 3 tiras de *tape* (Leukotape Sport®, BSN medical; 3,75 cm de largo x 1 cm de ancho) pegadas sobre sí mismas. Se eligió esta forma de actuación dados los resultados de diferentes estudios relacionando una estimulación cutánea plantar con el control postural del sujeto en bipedestación (Maurer et al., 2001; Okubo, Watanabe & Baron, 1980; Priplata et al., 2003; Roll, Kavounoudias & Roll, 2002) aún cuando esta información no alcance el umbral de percepción consciente del sujeto (Viseux et al., 2019). Incluso hay autores que manifiestan que la regulación postural es repetible y previsible tras una estimulación cutánea plantar dependiendo del área estimulada (Kavounoudias, Roll & Roll, 1998; 1999) y que mejoran los parámetros estabilométricos al reducir la oscilación postural (Viseux et al., 2019).

Dado que pequeñas estimulaciones en el arco interno plantar, del orden de los 3 mm, condicionan un cambio en la percepción de carga del sujeto que estimula el movimiento contralateral del CdP, se esperaba que la intervención propuesta fuese suficiente para cambiar la estrategia corporal de los sujetos estudiados (Janin & Dupui, 2009). Incluso espesores menores (0,8 mm) que estimulen los dedos de los pies han provocado cambios en los parámetros estabilométricos (Viseux et al., 2018).

Como opción B, **no-intervención**, se demandaba al sujeto una serie de 10 sentadillas.

4.3.5 Análisis estadístico

Se llevó a cabo con el paquete estadístico IBM SPSS Ver 21.0. Se comprobó la normalidad y homogeneidad de las variables de la muestra a través de las pruebas de Shapiro-Wilk y Kolmogorov-Smirnov. Seguidamente se utilizaron métodos de ANOVA y t de Student para estudiar la significación entre variables y la Kappa de Cohen para medir la concordancia entre terapeutas. Para medir la asociación entre variables cualitativas se utilizó *ji* cuadrado. Para la fiabilidad temporal del test se usaron las correlaciones de Spearman.

El valor de significación estadística se situó en $p \leq 0,05$.

4.4 RESULTADOS

4.4.1 Resultados descriptivos

Se evaluaron 24 sujetos, de los cuales 11 eran de sexo masculino y 13 niñas (figura 36).

En una 1ª fase se ejecutaron 48 test entre los dos operadores. Como se ejecutan de forma bilateral se obtuvieron 96 respuestas al test en esta fase. Tras la intervención (o placebo) se ejecutaron otros 96 test. Para el operador 1 el 41,7% de test de cadenas estabilizadoras obtuvo un resultado fisiológico, mientras que para el operador 2 resultó el 37,5 %. Tras la fase de intervención, tan solo el 33,3% de individuos obtuvieron un resultado fisiológico tanto para el operador 1 como para el operador 2 (figuras 37 y 38).

Dado que en el test de cadenas estabilizadoras podemos lateralizar el resultado del mismo (derecha/izquierda), se muestran a continuación los datos según los distintos operadores. Para el operador 1, el test pre-intervención fue fisiológico al **lado derecho** para el 50% de la población estudiada, exactamente igual que en el

test post-intervención. Si tenemos en cuenta el **lado izquierdo**, se observó un movimiento fisiológico en el 41,7% de los sujetos en el primer test, porcentaje que ascendió al 45,5% en el test de estabilidad pélvica unipodal tras la intervención. El operador 2 obtuvo un resultado fisiológico a la derecha en el 54,2% de los sujetos en el test pre-intervención, mismo dato que en el 2º test. A la izquierda, un 66,7% de los niños tenían un movimiento fisiológico tanto en el test inicial como en el post-intervención (figuras 39 y 40).

Ninguno de los sujetos de evaluados presentaba dolor en la columna vertebral, por lo que esta variable se eliminó del estudio.

Todos los sujetos se sometieron al estudio, sin pérdidas en el seguimiento. Al dividir al grupo de forma aleatoria según se haya sometido o no a la intervención se obtuvieron 2 grupos integrados por 12 sujetos ($n = 12$).

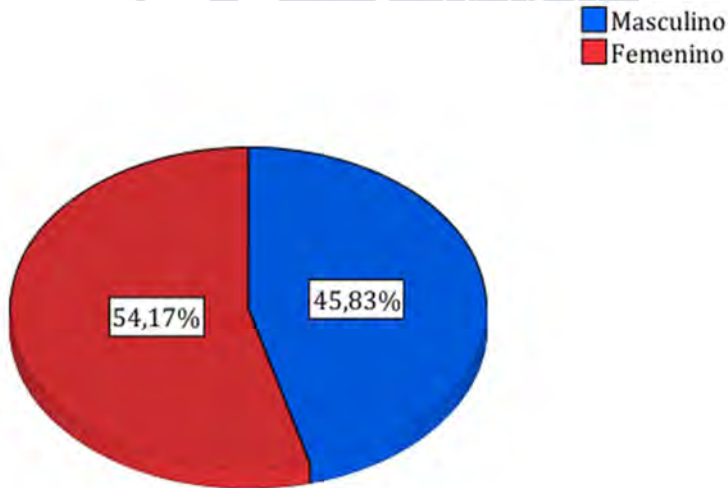
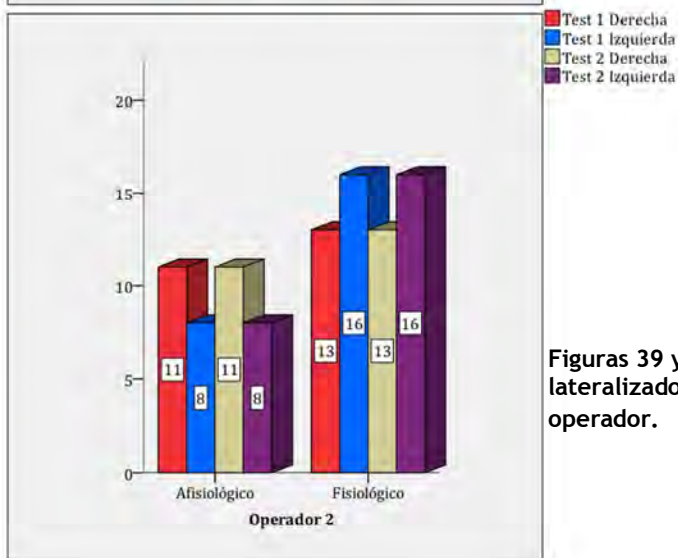
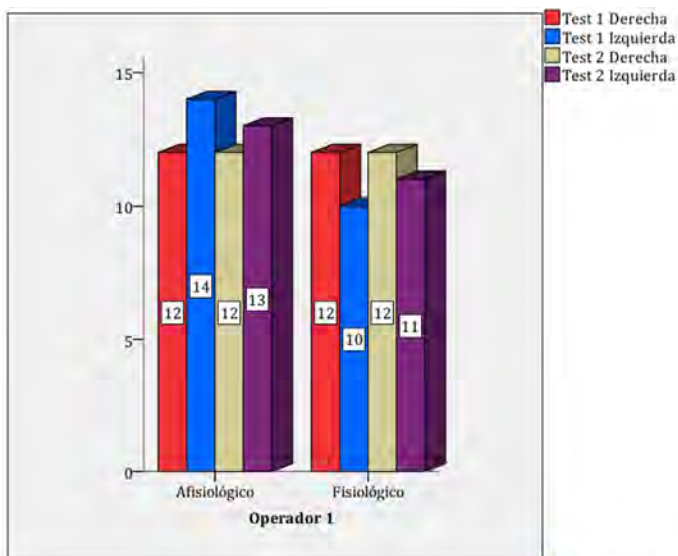


Figura 36. Distribución según sexo.



Figuras 39 y 40. Resultados lateralizados de los test según operador.

Respecto al **porcentaje de carga** en los planos sagital y frontal (tabla 1), se obtuvieron unas medias de $41,0\% \pm 11,0\%$ del peso hacia anterior en la 1ª medición sobre plataforma de fuerza, que disminuyó hasta el $36,8\% \pm 9,7\%$ en la 2ª. Este porcentaje fue del $49,5\% \pm 9,7\%$ del peso sobre el pie derecho en la primera comprobación y del $48,5\% \pm 6,8\%$ en la última (tabla 2).

Tabla 2. Datos descriptivos de porcentaje de carga.

	Mínimo	Máximo	Media	Desv. típ.
% Carga anterior 1	24,6	61,5	41,0	11,0
% Carga derecha 1	33,8	70,3	49,5	9,7
% Carga anterior 2	21,7	61,8	36,8	9,7
% Carga derecha 2	31,6	60,1	48,5	6,8

Los datos estabilométricos de la **distancia** recorrida por el centro de presión (CdP) expresada en milímetros (mm) fueron de $141,15 \pm 66,68$ en la 1ª medición y de $159,26 \pm 111,15$ en la 2ª. La **velocidad** de excursión del CdP en la primera medición fue de $4,41 \pm 2,08$ mm/s; mientras que la 2ª medición arrojó un resultado de $4,97 \pm 3,47$ mm/s. La longitud en función de la superficie (**LFS**) correlaciona el camino recorrido por el CdP por unidad de superficie. Se obtuvo una media en la 1ª medida de $1,55 \pm 1,07$ y una 2ª de $1,56 \pm 1,09$. El parámetro “**sway**” hace referencia a la superficie de oscilación del sujeto; en el análisis inicial resultó una media de $14.729,54 \pm 8.930,99$ mm², mientras que en el final arrojó un valor de $16.782,05 \pm 13.742,96$ mm². El parámetro **superficie** se corresponde con el área de la elipse de confianza en la que caen el 90% de puntos del CdP durante el análisis. La media del test inicial fue de $157,59 \pm 151,37$ mm², y la del test final fue de $243,59 \pm 420,63$ mm². Se recogen estos datos en la **tabla 3**.

Tabla 3. Datos descriptivos de variables estabilométricas.

	Mínimo	Máximo	Media	Desv. típ.
Distancia 1 (mm)	60,15	337,40	141,15	66,68
Velocidad 1 (mm/s)	1,88	10,54	4,41	2,08
LFS 1	0,41	4,09	1,55	1,07
Sway 1 (mm ²)	4213,80	37651,90	14729,54	8930,99
Superficie 1 (mm ²)	22,76	604,24	157,59	151,37
Distancia 2 (mm)	60,93	477,79	158,51	108,77
Velocidad 2 (mm/s)	1,90	14,93	4,95	3,39
LFS 2	0,24	4,88	1,57	1,07
Sway 2 (mm ²)	4984,10	59732,10	16696,53	13447,41
Superficie 2 (mm ²)	15,85	1937,60	240,01	411,75

4.4.2 Resultados analíticos

4.4.2.1 Concordancia intra- e inter-observador y consistencia interna

Se midió a través del **coeficiente Kappa** de Cohen (Cohen, 1960). Se eligió este índice ya que tiene en cuenta el grado de acuerdo que ocurre por azar, cosa que no ocurre por ejemplo al utilizar la proporción de acuerdos observados. El grado de consistencia interna se cuantificó a través del **α de Cronbach**.

No se ha encontrado asociación estadísticamente significativa en el resultado del primer test de cadenas estabilizadoras entre los distintos operadores. Así, los test efectuados al lado derecho en los alumnos obtuvieron una $\kappa = 0,083$; mientras que al lado izquierdo el valor fue de $\kappa = 0,211$. El resultado global del primer test arrojó un resultado $\kappa = 0,217$.

En el test post-intervención, al lado derecho se obtuvo una $\kappa = 0,250$; al lado izquierdo $\kappa = 0,270$; sin embargo, en la comparación entre observadores del test global se obtuvo un valor de **$\kappa = 0,438$** .

En lo que respecta a la **concordancia intraobservador**, el primer operador obtuvo una **$\kappa = 0,667$** al lado derecho entre el test pre-intervención y el test post-intervención. Al lado izquierdo el resultado fue de **$\kappa = 0,746$** . La concordancia del test global fue de **$\kappa = 0,647$** .

El segundo operador obtuvo un valor kappa **$\kappa = 0,497$** en los test al lado derecho; mientras que a la izquierda el valor kappa fue **$\kappa = 0,625$** . El test global arrojó unos resultados de **$\kappa = 0,727$** (tabla 4).

La fiabilidad temporal del test-retest se midió a través de la **correlación de Spearman** por tratarse de variables cualitativas que no seguían la normalidad; se recogen los resultados en la tabla 5. Se observa una buena estabilidad temporal del test de forma intraoperador; sin embargo, no se obtienen buenos resultados en la fiabilidad de las medidas interobservador, excepto para el test global post-intervención (**$\rho = 0,438$; $p = 0,033$**).

4.4.2.2 Sensibilidad a la intervención del test de estabilidad pélvica unipodal

Se utilizó la prueba de **χ^2 cuadrado** para analizar la posible asociación entre la intervención efectuada y el/los signo/s del test. Para el primer operador el test de cadenas global no es sensible a la

intervención efectuada ($\chi^2 = 1,200$; $p = 0,273$), al igual que para el segundo operador ($\chi^2 = 0,381$; $p = 0,537$).

Al buscar la sensibilidad al cambio del test según el lado en el que se hayan efectuado respecto a la intervención, obtenemos unos valores de $\chi^2 = 0,000$; $p = 1,000$ a la derecha y $\chi^2 = 0,381$; $p = 0,537$ a la izquierda para el operador 1. Para el otro operador los valores son de $\chi^2 = 0,889$; $p = 0,346$ a la derecha y de $\chi^2 = 1,200$; $p = 0,273$ a la izquierda.

Tabla 4. Acuerdo inter e intra-observador y porcentaje de concordancia.

Par observador	κ	IC 95%	Z_κ	% Concordancia
Inter-observador				
Pre-intervención				
Global	0,217	(-0,177 - 0,610)	1,079	62,5
Derecha	0,083	(-0,314 - 0,480)	0,408	54,2
Izquierda	0,211	(-0,126 - 0,548)	1,226	58,3
Post-intervención				
Global	0,438	(0,057- 0,818)	2,257	75
Derecha	0,250	(-0,136- 0,636)	1,270	62,5
Izquierda	0,270	(-0,078 - 0,618)	1,516	62,5
Intra-observador				
1-1				
Global	0,647	(0,337- 0,956)	4,095	83,4
Derecha	0,667	(0,369 - 0,964)	4,388	83,4
Izquierda	0,746	(0,479 - 1,012)	5,485	87,5
2-2				
Global	0,727	(0,440 - 1,013)	4,980	87,5
Derecha	0,497	(0,148 - 0,845)	2,792	75
Izquierda	0,625	(0,291 - 0,958)	3,676	83,3

Z_κ : estadístico de contraste; valor $\alpha = 0,05$

Tabla 5. Correlaciones de Spearman en el test-retest.

Intra-observador	ρ	Sig.	Inter-observador	ρ	Sig.
Operador 1					
Test global	0,657	0,000	Test global 1	0,218	0,306
Test derecha	0,667	0,000	Test derecha 1	0,084	0,698
Test izquierda	0,749	0,000	Test izquierda 1	0,239	0,261
Operador 2			Test global 2	0,438	0,033
Test global	0,730	0,000	Test derecha 2	0,251	0,237
Test derecha	0,497	0,014	Test izquierda 2	0,296	0,161
Test izquierda	0,625	0,001			

Sig. $p \leq 0,05$

4.4.2.3 Asociación con los valores de la plataforma de presiones

En primer lugar, hubo que transformar las variables de distancia, velocidad, LFS, *sway* y superficie por no seguir una distribución normal (tabla 6). Se optó por trabajar con el logaritmo en base 10 (\log_{10}) de dichas variables continuas, que permitía una homogeneidad y distribución normal de la muestra.

Se analizó el resultado de los test pre-intervención de ambos terapeutas respecto a las variables recogidas por la plataforma de fuerza, a través de un **análisis de varianza de una vía**, siendo en todas las relaciones la $p > 0,05$ (tablas 7 y 8). Sin embargo, respecto al test post-intervención, se observó una asociación entre el porcentaje de carga a la derecha y el test de cadenas estabilizadoras homolateral del operador 2 ($F = 5,107$; $p = 0,034$; figura 41) y prácticamente significativo entre el test a la derecha y el *sway* ($F = 4,276$; $p = 0,051$; figura 42) en el operador 2 (tablas 9 y 10).

Ninguna variable cambió de forma significativa entre la 1ª y la 2ª medición sobre la plataforma de presiones (tabla 11).

Tabla 6. Pruebas de normalidad de las variables.

	Kolmogorov-Smirnov		Shapiro-Wilk	
	Estadístico	Sig.	Estadístico	Sig.
% Carga anterior 1	0,105	0,200*	0,952	0,303
% Carga derecha 1	0,117	0,200*	0,957	0,379
Distancia 1	0,188	0,027	0,876	0,007
Velocidad 1	0,189	0,026	0,876	0,007
LSF 1	0,186	0,032	0,884	0,010
Sway 1	0,206	0,010	0,882	0,009
Superficie 1	0,214	0,006	0,808	0,000
% Carga anterior 2	0,128	0,200*	0,950	0,268
% Carga derecha 2	0,150	0,169	0,965	0,550
Distancia 2	0,230	0,002	0,798	0,000
Velocidad 2	0,230	0,002	0,798	0,000
LSF 2	0,154	0,148	0,886	0,011
Sway 2	0,222	0,003	0,774	0,000
Superficie 2	0,305	0,000	0,548	0,000

* Este es un límite inferior de la significación verdadera.

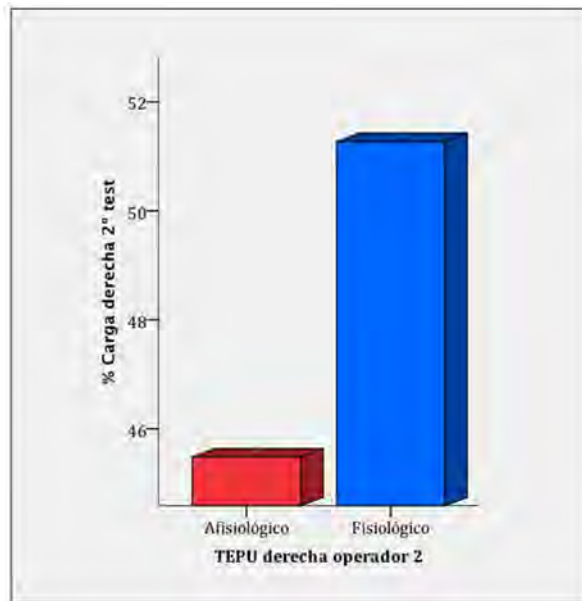


Figura 41. Test de estabilidad pélvica unipodal derecha respecto al %carga a la derecha en el operador 2.

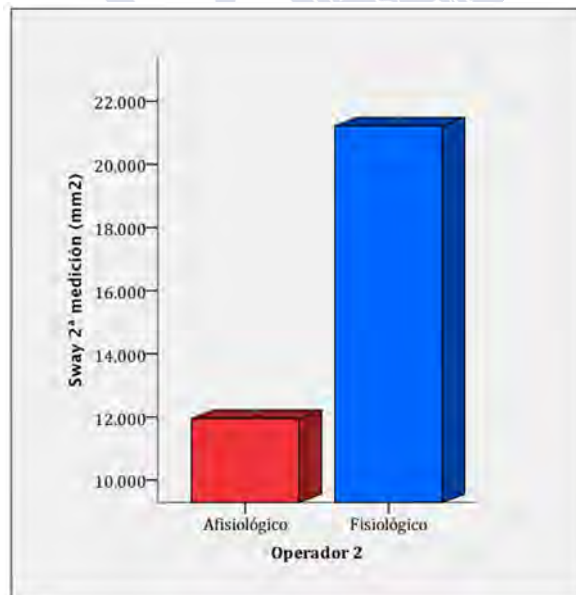


Figura 42. Test de estabilidad pélvica unipodal derecha respecto al sway en el operador 2.

Tabla 7. Variables baropodométricas del análisis 1 en relación con el 1º test del operador 1.

Operador 1/Test 1						
	Global		Derecha		Izquierda	
	F	Sig.	F	Sig.	F	Sig.
% Carga anterior	0,004	0,948	0,021	0,886	0,004	0,948
% Carga derecha	0,028	0,869	0,148	0,704	0,028	0,869
Distancia	1,236	0,278	1,64	0,214	1,236	0,278
Velocidad	1,234	0,279	1,637	0,214	1,234	0,279
LSF	0,055	0,817	0	0,991	0,055	0,817
Sway	0,024	0,878	0,044	0,836	0,024	0,878
Superficie	0,583	0,453	0,339	0,566	0,583	0,453

Sig. $p \leq 0,05$

Tabla 8. Variables baropodométricas del análisis 1 en relación con el 1º test del operador 2.

Operador 2/Test 1						
	Global		Derecha		Izquierda	
	F	Sig.	F	Sig.	F	Sig.
% Carga anterior	0,526	0,476	0,193	0,665	1,288	0,269
% Carga derecha	1,190	0,287	1,758	0,198	0,130	0,722
Distancia	0,000	0,986	0,012	0,913	0,014	0,907
Velocidad	0,000	0,986	0,012	0,912	0,014	0,907
LSF	2,603	0,121	0,401	0,533	0,893	0,355
Sway	0,247	0,624	0,214	0,648	0,009	0,927
Superficie	0,401	0,533	0,187	0,670	0,133	0,719

Sig. $p \leq 0,05$

Tabla 9. Variables baropodométricas del análisis 2 en relación con el 2º test del operador 1.

Operador 1/Test 2						
	Global		Derecha		Izquierda	
	F	Sig.	F	Sig.	F	Sig.
% Carga anterior	0,627	0,437	0,016	0,899	0,108	0,746
% Carga derecha	0,981	0,333	2,738	0,113	0,196	0,663
Distancia	0,000	0,988	0,106	0,748	0,202	0,658
Velocidad	0,000	0,988	0,106	0,748	0,203	0,657
LSF	0,003	0,954	0,854	0,366	0,188	0,669
Sway	0,084	0,775	0,345	0,563	0,087	0,772
Superficie	0,036	0,852	0,071	0,792	0,439	0,515

Sig. $p \leq 0,05$

Tabla 10. Variables baropodométricas del análisis 2 en relación con el 2º test del operador 2.

	Operador 2/Test 2					
	Global		Derecha		Izquierda	
	F	Sig.	F	Sig.	F	Sig.
% Carga anterior	0,672	0,422	0,533	0,473	0,316	0,580
% Carga derecha	1,415	0,247	5,107	0,034	0,337	0,568
Distancia	0,034	0,855	2,741	0,113	0,340	0,566
Velocidad	0,034	0,855	2,743	0,113	0,339	0,567
LSF	0,266	0,612	2,132	0,159	0,291	0,595
Sway	0,165	0,688	4,276	0,051	0,170	0,684
Superficie	0,018	0,896	1,993	0,173	1,132	0,299

Sig. $p \leq 0,05$

Tabla 11. Prueba t de Student entre variables baropodométricas.

	t	Sig.
% Carga anterior 1 - % Carga anterior 2	1,392	0,178
% Carga derecha 1 - % Carga derecha 2	0,540	0,595
Distancia 1 - Distancia 2	-0,914	0,371
Velocidad 1 - Velocidad 2	-0,915	0,370
LSF 1 - LSF 2	-0,057	0,955
Sway 1 - Sway 2	-0,926	0,365
Superficie 1 - Superficie 2	-0,977	0,339

Sig. $p \leq 0,05$

Separándolos según la presencia/ausencia de cambio en el test global dictada por el operador 1, y por tanto aplicando una **t de Student**, llama la atención que tanto la velocidad ($t = 2,752$; $p = 0,071$) como la distancia ($t = 2,770$; $p = 0,070$) recorrida por el CdP en las diferentes medidas son casi significativas para el grupo que cambió la cualificación del test del mismo operador. Este terapeuta también obtiene una asociación estadísticamente significativa al valorar el test de estabilidad pélvica unipodal a la izquierda, ya que aquellos alumnos que variaban en el test respecto al pre-intervención también lo hicieron en el porcentaje de carga anterior y lateral ($t = 7,094$; $p = 0,019$ y $t = 6,540$; $p = 0,023$; figuras 43 y 44). El resto de variables no alteró sus resultados de forma significativa (tabla 12).

Figura 43. Carga anterior en sujetos que cambiaron el signo del TEPU a la izquierda en el operador 1.

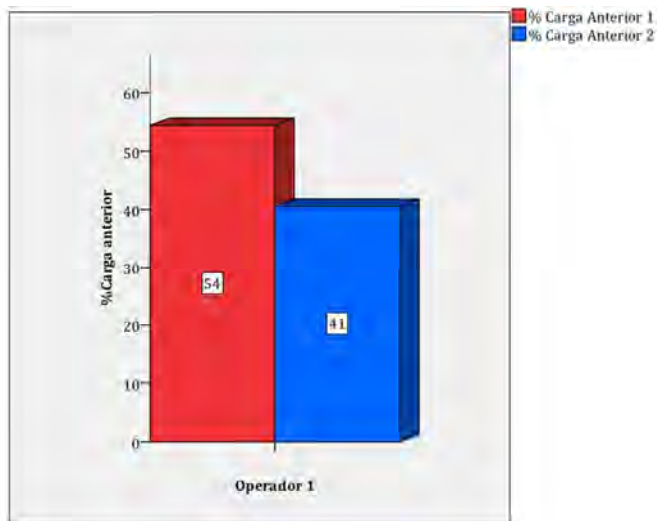


Tabla 12. Prueba t de Student para variables baropodométricas según cambio en los test del operador 1.

		Global		Derecha		Izquierda	
		t	Sig.	t	Sig.	t	Sig.
Cambia	%Carga ant. 1-%Carga ant. 2	0,970	0,404	0,701	0,534	7,094	0,019
	%Crg. dcha. 1-%Crg. dcha. 2	-0,677	0,547	-1,404	0,255	6,540	0,023
	Distancia 1 - Distancia 2	2,770	0,070	2,479	0,089	2,195	0,159
	Velocidad 1 - Velocidad 2	2,752	0,071	2,457	0,091	2,175	0,162
	LSF 1 - LSF 2	-0,968	0,404	-1,681	0,191	1,627	0,245
	Sway 1 - Sway 2	1,101	0,351	0,899	0,435	0,957	0,440
	Superficie 1 - Superficie 2	1,523	0,225	1,902	0,153	-1,141	0,372
No cambia	%Carga ant. 1-%Carga ant. 2	0,953	0,353	1,154	0,263	0,684	0,502
	%Crg. dcha. 1-%Crg. dcha. 2	0,841	0,411	1,038	0,313	0,297	0,770
	Distancia 1 - Distancia 2	-1,280	0,217	-1,271	0,220	-1,072	0,297
	Velocidad 1 - Velocidad 2	-1,281	0,217	-1,271	0,220	-1,073	0,297
	LSF 1 - LSF 2	0,417	0,682	0,576	0,572	-0,604	0,553
	Sway 1 - Sway 2	-1,121	0,277	-1,076	0,296	-1,050	0,307
	Superficie 1 - Superficie 2	-1,122	0,276	-1,140	0,269	-0,928	0,365

Sig. $p \leq 0,05$

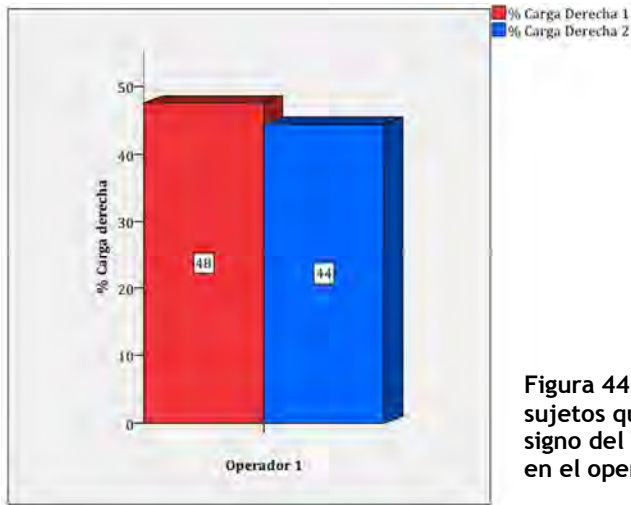


Figura 44. Carga derecha en sujetos que cambiaron el signo del TEPU a la izquierda en el operador 1.

Para el operador 2 no se registraron asociaciones estadísticamente importantes, aunque cabe destacar que, de forma análoga al primer operador, se acerca a la significación en la distancia ($t = -2,387$; $p = 0,097$) y velocidad ($t = -2,394$; $p = 0,096$) cuando cambia el test de cadenas estabilizadoras a la izquierda en el sujeto estudiado/a (tabla 13).

Tabla 13. Prueba t de Student para variables baropodométricas según cambio en los test del operador 2.

		Global		Derecha		Izquierda	
		t	Sig.	t	Sig.	t	Sig.
Cambia	%Carga ant. 1-%Carga ant. 2	0,500	0,667	-0,041	0,969	0,405	0,724
	%Crg. dcha. 1-%Crg. dcha. 2	-0,391	0,734	-1,078	0,342	0,381	0,740
	Distancia 1 - Distancia 2	1,312	0,320	0,197	0,853	-2,387	0,097
	Velocidad 1 - Velocidad 2	1,304	0,322	0,197	0,854	-2,394	0,096
	LSF 1 - LSF 2	0,645	0,585	0,776	0,481	-2,734	0,112
	Sway 1 - Sway 2	1,289	0,326	-0,921	0,409	-0,852	0,484
	Superficie 1 - Superficie 2	1,058	0,401	1,115	0,327	0,924	0,453
No cambia	%Carga ant. 1-%Carga ant. 2	1,261	0,223	1,556	0,138	1,364	0,188
	%Crg. dcha. 1-%Crg. dcha. 2	0,661	0,517	0,852	0,406	0,352	0,729
	Distancia 1 - Distancia 2	-1,083	0,292	-0,999	0,332	-0,645	0,527
	Velocidad 1 - Velocidad 2	-1,085	0,292	-1,001	0,331	-0,647	0,526
	LSF 1 - LSF 2	-0,286	0,778	-0,340	0,738	0,203	0,841
	Sway 1 - Sway 2	-1,010	0,325	-0,607	0,552	-0,586	0,565
	Superficie 1 - Superficie 2	-1,189	0,249	-1,201	0,246	-1,109	0,281

Sig. $p \leq 0,05$

Separando los grupos según la intervención a la que se vieron sometidos, no se observan cambios estadísticamente significativos en las variables baropodométricas exploradas en mediciones sucesivas (tabla 14).

Tabla 14. Prueba t de Student según tipo de intervención.

Intervención		t	Sig.
Placebo	% Carga anterior 1 - % Carga anterior 2	1,992	0,074
	% Carga derecha 1 - % Carga derecha 2	0,452	0,661
	Distancia 1 - Distancia 2	-0,858	0,411
	Velocidad 1 - Velocidad 2	-0,859	0,410
	LSF 1 - LSF 2	0,246	0,811
	Sway 1 - Sway 2	-1,181	0,265
	Superficie 1 - Superficie 2	0,053	0,959
Taping	% Carga anterior 1 - % Carga anterior 2	-0,030	0,976
	% Carga derecha 1 - % Carga derecha 2	0,287	0,779
	Distancia 1 - Distancia 2	-0,568	0,582
	Velocidad 1 - Velocidad 2	-0,569	0,581
	LSF 1 - LSF 2	-0,264	0,797
	Sway 1 - Sway 2	-0,345	0,737
	Superficie 1 - Superficie 2	-1,071	0,307

Sig. $p \leq 0,05$

4.5 DISCUSIÓN

En el análisis de concordancia efectuado con dos operadores de la prueba de estabilidad pélvica unipodal en niños/as se ha obtenido un grado de concordancia **interobservador leve** en la 1ª medición. En los test post-intervención el grado ha sido entre **leve** y **moderado** atendiendo a la clasificación de Landis y Koch (1977). La concordancia **intraobservador** varía entre grados de **moderado** a **sustancial** y porcentajes de acuerdo que rondan el 85%. Estos resultados apenas difieren de los presentados por Nguyen et al (2014) que hablan de un porcentaje de concordancia del 78% entre 3 observadores y de más del 85% por binomio. Actualmente, a la hora de valorar el grado de concordancia de observaciones cualitativas, entendemos que el coeficiente kappa de Cohen es más preciso que un porcentaje de concordancia, pero los autores no presentan dicho estadístico. Sobre el mismo test, Broise y Geronimi (2012) evaluaron a 16 sujetos sanos con 3 observadores distintos, encontrando una buena concordancia intraobservador, pero diferencias significativas en el análisis interobservador. No hemos encontrado estudios similares

en niños sanos de estas edades, por lo que discutiremos según los hallazgos de otros autores respecto al test en adultos. La única excepción es el trabajo de Atwater et al., (1990) pero miden las fiabilidades interobservador y test-retest según el tiempo de duración de la prueba y atendiendo al uso de una estrategia de cadera o de tobillo por parte de los niños/as para su estabilización.

Varios autores refieren la fiabilidad de pruebas similares realizadas en sujetos con lumbalgia crónica (dolor lumbar de más de 3 meses de duración sin patología subyacente que lo explique). Así, Roussel et al (2007) hallan un valor *kappa* de Cohen de 0,83 a la izquierda y de 0,75 a la derecha entre dos operadores en el test de Trendelenburg, con un α de Cronbach para la consistencia interna de 0,80 para un operador y de 0,73 para el otro. Para Cooper et al (2016), en un estudio observacional con 151 sujetos patológicos y 75 controles, el signo de Trendelenburg es significativo al comparar ambos grupos (Q de Cochran, $p < 0,001$), y es mucho más frecuente en el lado en el que el sujeto experimenta dolor. También se han encontrado signos de Trendelenburg alterados en sujetos con tendinopatía glútea (Allison et al., 2016) y, en general, una disminución de la fuerza de los grupos abductores y extensores de cadera y de los músculos extensores de rodilla en individuos con dolor lumbar crónico (de Sousa et al., 2019). Sorprenden los resultados del estudio de Tidstrand y Horneij (Tidstrand & Horneij, 2009) con un porcentaje de acuerdo entre dos observadores del 100% ($\kappa = 1$), si bien los sujetos entrenaron antes su palpación y definieron exactamente qué se tendría en cuenta como resultado positivo y negativo (mantenimiento de la horizontalidad de la pelvis, presencia de movimientos compensatorios, desviación de la columna de la posición vertical...) y el trabajo se efectuó únicamente sobre 19 sujetos lumbálgicos.

La revisión de Petzold y Thieme (Petzold & Thieme, 2016) sostiene que el test de apoyo unipodal obtiene un acuerdo intraobservador e interobservador moderado y apoya su uso clínico. De todas formas, es de notar que no todos los autores concuerdan en la forma de ejecutar dichos test, ni en el criterio de positividad/negatividad según el/los movimientos que ejecute el paciente, incluso durante el tiempo de valoración (de 20 a 30 segundos según autores).

En lo referente a la estabilidad temporal del test de estabilidad pélvica unipodal encontramos una fiabilidad suficiente intraoperador, pero no así en la estabilidad interobservadores, en el que únicamente existe

fiabilidad en el resultado del test global post-intervención. El lector podrá observar cómo, a pesar de usar estadísticos diferentes, los valores que adquieren *kappa* y *rho* son prácticamente los mismos.

Hemos encontrado asociaciones significativas del test respecto a ciertas variables recogidas por la plataforma de presiones, sobre todo ligado a la lateralidad de la carga del peso corporal. Dicha asimetría de carga no es común en niños a partir de los 7 años de edad, menos aún en adultos, pues se relaciona con un déficit en los *inputs* de información necesarios para el mantenimiento de la posición bipedesta (Sobera, Siedlecka & Syczewska, 2011; Sobera & Stodółka, 2017). En el estudio más actual de los mencionados se observó que un 30% de adultos sanos no sobrepasaban una asimetría de carga mayor al 5% de su peso corporal, y que el miembro inferior que soportaba una mayor carga no tenía que ver con la dominancia lateral de un miembro sobre otro. Los mismos autores resaltan el papel que el sobrepeso puede tener en la asimetría de carga y el impacto que pueda derivar en lesiones articulares y/o de la columna, que otros confirman cuando el índice de masa corporal supera el 33 o el 40 (Błaszczyk et al., 2009; Ku et al., 2012); sin embargo hay autores que no han encontrado una relación entre el IMC y el apoyo unipodal preferente en una población de 257 sujetos mayores de 60 años (Pereira et al., 2018).

Es posible, aunque poco probable, que tras 4 test efectuados a cada lado haya un impacto de la fatiga muscular sobre el control postural, como constatan Vuillerme et al., (2009) al comparar los resultados de un grupo sometido a un ejercicio de abducciones resistidas con otro sin intervención, pero en dicho experimento no encontraron una variación de la distribución de carga en el grupo intervención. También es posible que las sucesivas repeticiones provoquen nuevos APA en el sujeto que usaría para adaptarse a la acción que le van a pedir (sesgo de aprendizaje por repetición), pero ello no explica que el/los observador/es sean capaces de reflejarlo de forma manual (Kazennikov, Kireeva & Shlykov, 2015; Massion, 1994).

Recientemente, en un estudio con 26 mujeres en apoyo mono y bipodal sobre plataforma de fuerza, se observó que aquéllas con peor estabilidad aumentaban el parámetro de superficie del CdP en bipedestación y en apoyo monopodal izquierdo con los ojos abiertos en comparación con las que presentaron un test de estabilidad pélvica unipodal fisiológico (Morin, Bourgeois & Viseu, 2019). Otros autores

refuerzan la idea de que el dolor crónico o el proceso post-quirúrgico tienen un impacto sobre la estabilidad, aunque no utilizaron test manuales para comparar grupos, sino los parámetros habituales en una plataforma de fuerza (Alexander & Kinney LaPier, 1998; Culvenor et al., 2016; Sipko, Chantsoulis & Kuczyński, 2010).

La eficacia de una prueba se mide en términos de fiabilidad y validez. Desde ese punto de vista, el conseguir pruebas manuales que, por su bajo coste y su rapidez de ejecución, puedan ser usadas con un criterio diagnóstico en el día al día de los médicos y terapeutas adquiere capital importancia. En el presente estudio observamos que la fiabilidad intraobservador es buena para el test de estabilidad pélvica unipodal en niños de 11-12 años de edad, y que tras un entrenamiento adecuado puede adquirirse asimismo una fiabilidad interobservador suficiente. Ello justifica su uso clínico si bien añadido a otras pruebas de evaluación del paciente para encuadrar correctamente el caso y establecer así las dianas terapéuticas correspondientes. En el corto plazo demuestra una estabilidad temporal intraobservador suficiente. Además, se observa que la estabilidad del sujeto evaluado puede tener un impacto sobre dicho test, confirmado por las mediciones estabilométricas, lo que aumentaría la información disponible para el clínico respecto a la forma de ajustar el proceso terapéutico. La relación entre la estabilidad y el dolor ha sido ampliamente observada y estudiada por la comunidad científica, lo que otorga interés a este tipo de pruebas para su uso en el ámbito clínico (Soliman et al., 2017; Treleaven, 2008).

En este caso, y a pesar de los estudios previos que demuestran el impacto de la exterocepción plantar en el mantenimiento de la postura humana (Viseux et al., 2019), no hemos hallado un impacto de la intervención utilizada sobre las variables baropodométricas y/o los test. Las observaciones sobre este punto son difíciles de comprobar, pues las opciones son múltiples. Es posible que el programa motor de los sujetos estudiados haya integrado la nueva información plantar disponible ajustándola a su esquema sin un impacto en la oscilación, o que la estimulación en sí no haya sido suficiente para crear un *input* aunque otros investigadores hayan observado modificaciones con estímulos del orden 0,8 mm de grosor (Viseux et al., 2019).

Llama nuestra atención, e invita a profundizar sobre el tema, el hecho de que un test manual en posición unipodal se relacione con un cambio en el esquema motor del sujeto estudiado en apoyo bipodal,

aunque sea de forma instantánea. El grado de carga que el paciente soporta sobre sus planos anterior y lateral dependerá sin duda de los APA y ASA que su sistema postural active, siendo esto claramente visible en la transición de los apoyos durante la marcha (Kim et al., 2016). Esta observación abre la puerta a investigar sobre otros test manuales que pongan la propiocepción del sujeto en juego en relación con la postura y estabilidad humanas.







5. ESTUDIO EXPERIMENTAL 2:

Estudio de las influencias mandibulares sobre el test de rotadores de cadera en niños

5.1 INTRODUCCIÓN

El estudio del tono muscular es de suma importancia en el campo de la medicina rehabilitadora, deportiva o en neurología. Para ello, se han desarrollado varios test/escalas de medida a través de la resistencia que el grupo muscular oponga al estiramiento pasivo.

Existen numerosos test en el ámbito de la medicina manual que se han propuesto, se enseñan y se usan en el ámbito clínico sin la suficiente validez y/o fiabilidad. Uno de ellos es el denominado “test de rotadores”, donde se pone en juego la tensión y tono de las partes blandas del complejo posterolateral de las caderas al ser llevadas pasivamente hacia la rotación interna (Autet, 1985). En el presente estudio hemos valorado la influencia que la posición mandibular pueda tener en el test y la relación que ello pueda tener con las variables baropodométricas.

5.2 DISEÑO DEL ESTUDIO

Se programó un **estudio cuasi-experimental autocontrolado**, en el que un grupo de sujetos fue sometido de forma no aleatorizada a una serie de intervenciones para posteriormente analizar los resultados (NCBI, 2015). Dentro de este tipo de estudios se puede clasificar como un **diseño pretest-posttest** sin grupo control donde se mide una variable antes y después de una determinada intervención sobre un grupo de sujetos.

La variable de estudio fue el tono muscular de la musculatura rotadora externa de las caderas y la influencia que sobre el mismo pudiera tener la información proveniente del sistema estomatognático. Previamente otro observador catalogaba la oclusión del sujeto antes de someterse a las pruebas según la clasificación propuesta por Angle (1899) para

investigar una posible asociación del test o de las variables baropodométricas con el tipo de oclusión.

Antes del trabajo práctico se pasaron los consentimientos informados que debían autorizar los padres/tutores del menor. Los criterios de inclusión fueron:

- niños/as sanos/as sin tratamientos bucales en el momento de estudio (*brackets* u otros dispositivos intrabucales).
- capaces de seguir las órdenes del operador.
- haber aceptado la inclusión en el estudio con la firma del tutor/padre/madre del consentimiento informado.
- no tener ninguna enfermedad física o psíquica que pudiese alterar *a priori* el comportamiento motor en bipedestación.

Se programó un primer test de rotadores en posición supina con la mandíbula en posición de descanso (labios cerrados, sin contacto dental) y a continuación dos registros sobre plataforma de presiones en posición bipedesta, uno con los ojos abiertos (OA) y otro con ellos cerrados (OC) respetando esta posición de descanso mandibular (PDM). Tras este primer conjunto de test se pedía al sujeto que marchase unos 4 ó 5 pasos para a continuación ejecutar de nuevo el test de rotadores con una nueva posición mandibular, bien en intercuspidadación máxima (IM) bien sin contacto dental (SC) a través de rollos de algodón interpuestos entre las arcadas. Tras cada test se efectuaba un nuevo registro baropodométrico en las mismas condiciones respecto a la mandíbula (figura 44).

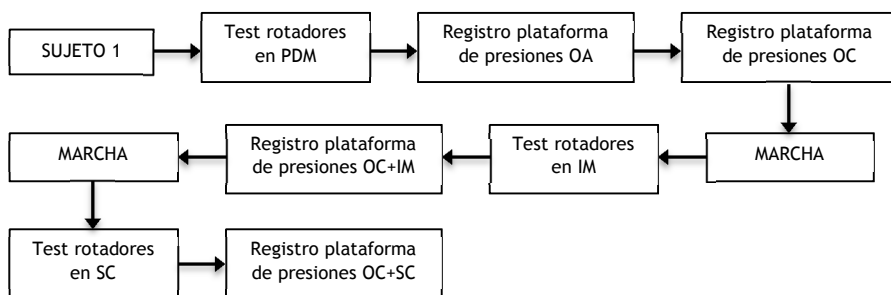


Figura 44. Esquema de modelización del estudio.

5.3 MATERIAL Y MÉTODOS

5.3.1 Población de estudio

Se tomaron datos de 29 niños/as que acudieron al servicio de Odontología de Atención Primaria del centro de salud Fontiñas, en Santiago de Compostela. Para ello se contó con la colaboración de los profesionales de dicho servicio, si bien no conocían la naturaleza del estudio ni la finalidad del mismo. Uno de los participantes fue rechazado por no seguir las órdenes del operador ($n = 28$).

Los datos de los participantes en el estudio fueron recodificados por lo que no se utilizaron detalles de carácter personal y se obvió el informe previo del comité de ética en la investigación.

5.3.2 El test de rotadores

Consiste en una prueba **pasiva** donde el paciente se posiciona en decúbito supino, con el clínico a los pies del mismo. El sujeto debe permanecer relajado, con los brazos a lo largo del cuerpo y la vista neutra (sin rotación cervical ni versiones oculares). El terapeuta toma los talones del sujeto valorado, situando sus pulgares por detrás y debajo de los maléolos peroneos, sin contacto plantar; a continuación lleva los miembros inferiores hacia su rotación medial ejecutando 5 ó 6 movimientos con una cierta velocidad para eliminar los efectos de la tixotropía muscular (Gagey & Weber, 2001; Walsh & Wright, 1988). En la última rotación medial efectuada se observa la posición de los pies respecto a un eje vertical y la resistencia pasiva a la rotación que ofrecen los tejidos blandos.



Figura 45. Resultado de isotonía.

Se anota el lado que muestra una mayor resistencia a la rotación medial como **hipertónico** o, en ausencia de esta asimetría, **isotonía** (figuras 45, 46 y 47). Es importante que no sea el paciente el que determine una hipertonía de forma activa por una contracción, para el clínico experimentado es bastante fácil notar este tipo de resistencias que puede ofrecer el sujeto evaluado, con lo que la prueba no tendría valor.



Figura 46. Resultado de hipertonía derecha.



Figura 47. Resultado de hipertonía izquierda.

5.3.3 La plataforma de presiones

Se utilizó la plataforma EPS de Loran Engineering (Loran Engineering, Castel Maggiore, Bologna, Italy) y el *software* de estabilograma y estatokinesiograma suministrado con el mismo (SKG

Software). No se utilizaron todos los parámetros que resultan de un estudio baropodométrico/estabilométrico digital debido a que no todos presentan la suficiente fiabilidad y validez con este aparato concreto (Tsaklis et al, 2008; Zequera et al., 2011). Está equipada con 2224 sensores y admite 450 kPa de presión.

Los registros se llevaron a cabo de día con luz natural y artificial durante 51,2 segundos, en situación de pie, relajados y con los ojos cerrados. Los pies de los niños se situaron en un ángulo de 30° respecto al eje sagital, con una separación entre talones de 4 cm (AFP, 1985).

5.3.4 Intervención

Una vez realizados los primeros test en PDM y los primeros registros baropodométricos se optó por una segunda medición en posición de máxima intercuspidadación y una tercera con rollos de algodón interpuestos entre las arcadas a nivel de los molares (y premolares si existían). Ello se debe a la intención de investigar el posible impacto en el test de la información estomatognática, ya que es un tema que suscita el interés clínico y en el que aún existe mucha controversia (Olivo et al., 2006; Rocha, Croci & Caria, 2013). De hecho, varios autores defienden el impacto que sobre la postura tendría la relación mandibular jugando con modificaciones de la misma: relación céntrica, simulación de maloclusión, máxima intercuspidadación, etc. (Bracco et al., 2004; Gangloff et al., 2000; Tardieu et al., 2009). Ya que el test usado se define como una prueba de “la actividad tónica muscular”, esto es, en relación con la postura del sujeto debido a la actividad de las fibras lentas y su contribución a la postura erecta (Ijkema-Paassen & Gramsbergen, 2005), nos parecía de sumo interés comprobar si estas modificaciones podrían afectar dicho test.

5.3.5 Análisis estadístico

Se llevó a cabo con el paquete estadístico IBM SPSS Ver 21.0. Se comprobó la normalidad y homogeneidad de las variables de la muestra a través de las pruebas de Shapiro-Wilk y Kolmogorov-Smirnov. Seguidamente se utilizaron métodos de análisis de varianza de medidas repetidas para los valores cuantitativos y tablas de contingencia para estudiar la significación entre variables cualitativas. Dentro de ellas se observó el valor de McNemar-Bowker así como la

prueba *ji* cuadrado y la *V* de Cramér. Se usaron análisis no paramétricos con aquellos valores que no seguían el criterio de normalidad. El valor de significación estadística se situó en $p \leq 0,05$.

5.4 RESULTADOS

5.4.1 Resultados descriptivos

Se evaluaron 28 sujetos con edades comprendidas entre los 6 y los 14 años ($9,4 \pm 2,6$), de los cuales 13 eran de sexo masculino y 15 de sexo femenino (figura 48).

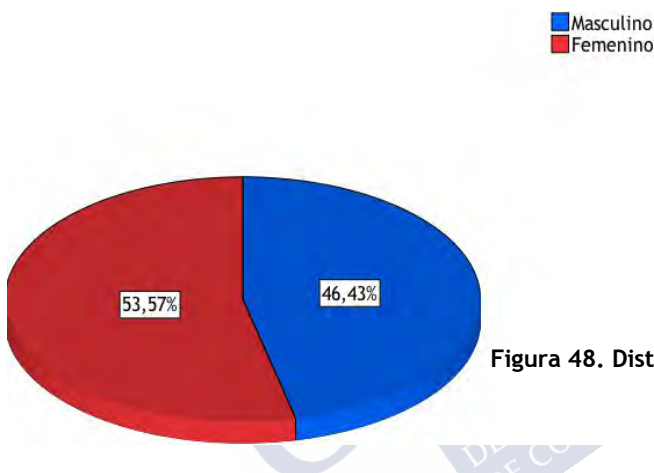


Figura 48. Distribución según sexo.

En el primer test de rotadores (Test 1) se observó isotonía en un caso, hipertonía derecha en 21 y 6 sujetos presentaron una hipertonía izquierda. A continuación, en máxima intercuspidadación (Test 2), se observa una isotonía en 15 casos, hipertonía derecha en 11 y 2 casos en hipertonía izquierda. Por último, con el test en SD (Test 3) observamos 16 casos que presentan isotonía, 10 con hipertonía derecha y 2 con hipertonía izquierda. Estos resultados pueden apreciarse en la figura 49. Hemos notado que el cambio entre el test inicial y el test en MI suele ser hacia la **isotonía**, y la tendencia en SD es mantener la respuesta de la prueba de rotadores en MI.

En la tabla 15 se recogen las medias, desviaciones típicas, máximos y mínimos de las variables recogidas por la plataforma de presiones a lo largo de los distintos registros. Se reflejan los porcentajes de carga en el plano frontal y sagital, la *X-media* y la *Y-media* que reflejan el baricentro medio resultante de la oscilación

durante los 51,2 s de registro sobre los ejes frontal y sagital, es decir, es una media de las coordenadas sobre los ejes de ordenadas y abscisas; las desviaciones típicas de dichos baricentros, la distancia recorrida en el estatokinesiograma en milímetros, la velocidad (mm/s), el área total comprendida durante la oscilación (en cm²) y la superficie que aglutina la elipse de confianza (que contiene el 90% de puntos dentro del área) en cm².

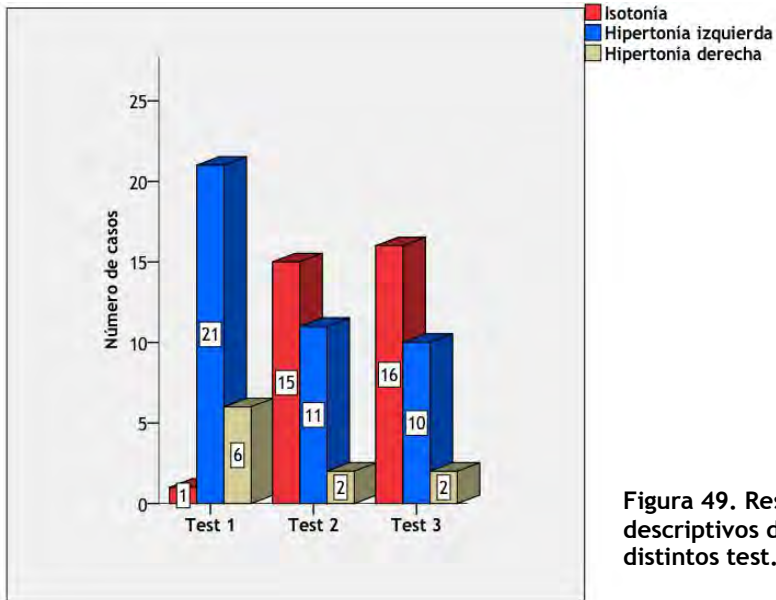


Figura 49. Resultados descriptivos de los distintos test.

Tabla 15. Datos descriptivos de las variables registradas en la plataforma de fuerza.

	Situación OA + PDM				Situación OC + PDM				Situación OC + MI				Situación OC + SD			
	Med.	Desv.	Mín.	Máx.	Med.	Desv.	Mín.	Máx.	Med.	Desv.	Mín.	Máx.	Med.	Desv.	Mín.	Máx.
%Carga X	48,2	6,7	37,1	59,6	48,0	6,3	39,0	60,9	47,6	6,4	30,0	58,4	47,2	7,2	27,3	61,7
%Carga Y	55,6	12,6	30,1	77,0	56,6	11,8	32,4	76,2	56,2	11,3	34,9	72,0	54,4	12,4	26,0	75,1
X-media	1,5	6,9	-7,6	29,2	0,0	3,9	-9,7	5,9	0,4	3,7	-8,7	7,9	1,2	5,0	-12,0	14,6
Y-media	-0,6	5,8	-12,6	12,2	1,3	6,4	-5,9	14,5	0,9	4,7	-6,0	10,0	-0,4	8,9	-19,6	17,1
Desv. eje X	0,2	0,2	0,0	1,2	0,2	0,1	0,0	0,6	0,2	0,1	0,1	0,4	0,2	0,1	0,1	0,5
Desv. eje Y	0,3	0,3	0,0	1,3	0,3	0,2	0,1	1,1	0,3	0,2	0,1	1,3	0,3	0,3	0,1	1,7
Distancia	1,8	0,8	0,5	3,8	2,4	1,4	0,6	6,5	2,4	1,4	0,8	6,8	2,6	2,0	0,6	10,3
Velocidad	3,5	1,6	1,0	7,2	4,5	2,6	1,2	12,5	4,7	2,7	1,6	13,0	5,0	3,8	1,1	19,7
Área	191,3	109,8	44,6	490,6	241,1	169,1	55,5	737,2	247,3	156,8	84,1	757,1	259,1	248,8	60,0	1287,5
Superficie	1,9	2,0	0,2	10,1	2,1	3,0	0,6	13,9	1,7	1,6	0,2	7,6	2,4	2,6	0,1	10,0

OA: ojos abiertos; OC: ojos cerrados; MI: máxima intercuspidación; SD: sin contacto dental

Con respecto a la clasificación de Angle los sujetos fueron agrupados del siguiente modo: 15 individuos fueron catalogados como clase I, 5 como clase II/1, 6 como II/2 y por último 2 casos fueron clasificados como de maloclusión clase III (figura 50).

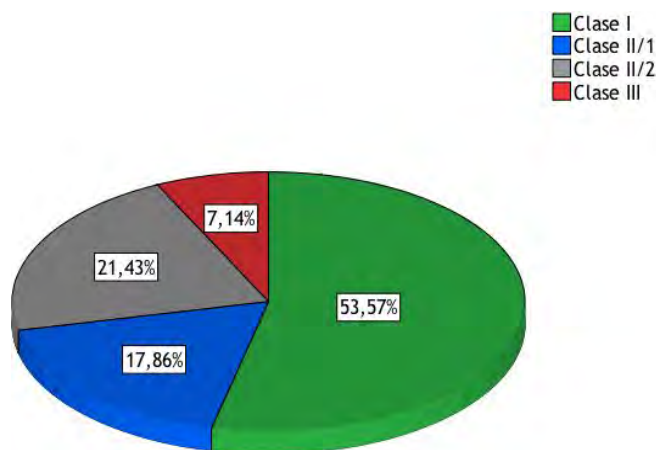


Figura 50. Gráfico de sectores según clasificación de Angle.

5.4.2 Resultados analíticos

5.4.2.1 Cambios en la cualificación del test según intervención

Se utilizó el estadístico de **McNemar-Bowker** como test de significación de cambios en una tabla de contingencia por tratarse de variables categóricas. Se contrasta la hipótesis nula de la ausencia de cambio en el resultado de los diferentes test frente a la alternativa que apreciaría un cambio significativo en dicha cualificación. Observamos que se rechaza la hipótesis nula entre el test inicial (T_{PDM}) y el test en MI ($\chi^2 = 14,000$; $p \leq 0,001$), no así entre el test MI y el test en SD. La **V de Cramér** es una medida independiente del tamaño muestral, mide la intensidad de la relación entre las variables estudiadas o tamaño del efecto. Como solo se estudia la variable “resultado del test de rotadores” podríamos tomar este estadístico como una forma de saber hasta qué punto estamos midiendo exactamente lo mismo (tabla 16).

Tabla 16. Valores de McNemar-Bowker y V de Cramér.

	χ^2	V
T_{PDM}/T_{MI}	14,000**	0,458*
T_{MI}/T_{SD}	1,000	0,723**

Sig. * $p \leq 0,05$; ** $p \leq 0,001$

5.4.2.2 Asociación con las variables baropodométricas

Como no todos los valores cuantitativos seguían la normalidad, se optó por emplear fórmulas de análisis no paramétrico para medir la posible asociación entre el resultado del test de rotadores y los valores de la plataforma de presiones medidos en la posición mandibular ordenada. En este caso se exploró mediante la prueba **H de Kruskal-Wallis**, no hallando asociación alguna entre los valores (tabla 17).

Tabla 17. p-valor de asociación entre los test y las variables baropodométricas.

	OA + PDM	OC + PDM	OC + MI	OC + SD
% Carga eje X	0,397	0,521	0,706	0,948
% Carga eje Y	0,723	0,241	0,458	0,586
X-media	0,486	0,342	0,037	0,521
Y-media	0,229	0,064	0,618	0,550
Desv. eje X	0,614	0,134	0,788	0,790
Desv. eje Y	0,647	0,234	0,619	0,760
Distancia	0,600	0,600	0,551	0,963
Velocidad	0,600	0,600	0,561	0,963
Área	0,490	0,783	0,619	0,841
Superficie	0,258	0,084	0,403	0,809

Sig. $p \leq 0,05$

En este tipo de test cualitativo podemos reducir el resultado de 3 a **2 categorías: cambio en el test/ausencia de cambio**. En este caso hemos usado la **U de Mann-Whitney** en el análisis estadístico, observando ausencia de asociación significativa para todos los valores excepto para el baricentro medio resultante en el plano frontal ($U = 52,000$; $p = 0,035$) en aquellos sujetos que cambiaron el signo del test entre PDM y MI (figura 51).

5.4.2.3 Medidas del cambio entre los valores registrados en la plataforma de presiones

Se utilizó un **modelo lineal general de medidas repetidas**, observando que la **distancia** recorrida en la oscilación variaba entre la posición de ojos abiertos en PDM y ojos cerrados en PDM ($F = 4,089$; $p = 0,020$), al igual que la **velocidad** media ($F = 4,101$; $p = 0,020$).

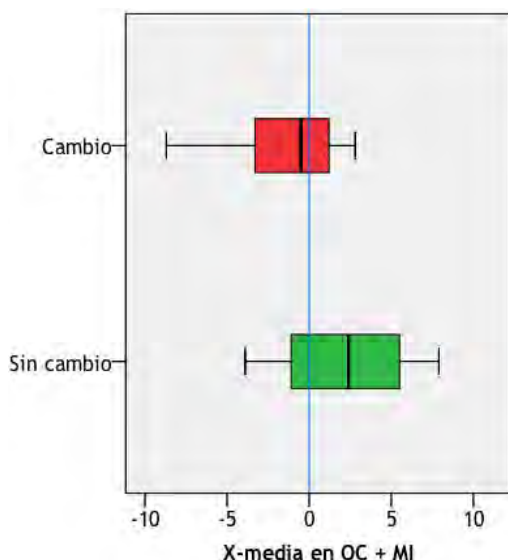


Figura 51. X-media respecto al cambio en el test de T_{PDM} a T_{MI} .

5.4.2.4 Asociación con la clasificación de Angle

Los valores **χ^2 cuadrado** y **V** de Cramér relacionando la clasificación de la maloclusión del sujeto estudiado y los resultados de los distintos test no resultaron estadísticamente significativos, ni al exponer los 3 valores distintos del test (isotonía, hipertonía derecha, hipertonía izquierda) ni reduciéndolo a un resultado dicotómico en su resultado (cambio/no cambio); tablas 18 y 19.

Tabla 18. Asociación entre clase de Angle y test de rotadores.

	χ^2	V	Sig.
Test en PDM	1,956	0,187	0,924
Test en MI	5,139	0,303	0,526
Test en SD	5,728	0,32	0,454

Sig. $p \leq 0,05$

Tabla 19. Asociación entre clase de Angle y presencia/ausencia de cambio en los test.

	X ²	V	Sig.
T _{PDM} /T _{MI}	4,533	0,402	0,209
T _{MI} /T _{SD}	1,170	0,204	0,760

Sig. $p \leq 0,05$

5.5 DISCUSIÓN

El test de rotadores introduce el concepto de tono muscular valorado de forma manual pasiva por el clínico, lo que implica conocer qué mecanismos entran en juego en dicha valoración. Este concepto nace en el siglo XX, en el que se hablaba de “estado de mínima contracción que todo músculo posee en reposo”. Esta definición se debe mayormente a las investigaciones del neurofisiólogo británico Charles S. Sherrington y su grupo, trabajando con animales decorticados o con la médula seccionada, lo que provocaba cambios en el tono muscular por vía refleja, al interrumpir las eferencias inhibitorias centrales. Pero desde hace tiempo este concepto se pone en tela de juicio al existir tecnología que permite medir la actividad muscular en reposo (Simons & Mense, 1998; Walsh, 1992). En la actualidad conocemos que el tono muscular humano de base en la fibra estriada obtiene un trazado EMG silencioso en reposo y que su rol, según algunos autores, sería el de:

“tensión pasiva de baja intensidad y resistencia al estiramiento que contribuye de forma importante al mantenimiento de la estabilidad postural en posiciones de equilibrio” (Masi & Hannon, 2008)

En condiciones experimentales se observa la gran participación de la rigidez miotendinosa en la postura erecta (Loram, Maganaris & Lakie, 2007), lo que minimiza la participación activa de los músculos antigravitatorios, aunque otros afirman la necesidad de mecanismos de estabilización activos mediados por el SNC para la bipedestación y la imposibilidad de los mecanismos pasivos por sí solos para mantener la postura erecta (Morasso & Schieppati, 1999). Este tono pasivo constituiría alrededor del 1% de de la contracción voluntaria maximal de un músculo dado (Masi & Hannon, 2008).

Hagbarth (1993) observa que el tono residual tampoco puede deberse a la descarga de las motoneuronas gamma del huso neuromuscular, al no obtener trazados de activación en nervios periféricos en un estado de relajación. Así pues, comienza a hablarse de propiedades viscoelásticas del músculo esquelético (Taylor et al., 1990; Wang et al., 1991) y de tixotropía (Hagbarth et al., 1985; Proske, Morgan & Gregory, 1993) con lo que el concepto original de tono muscular ha avanzado así hacia el de “resistencia pasiva al estiramiento”.

El tono muscular en reposo sería el resultado de sumar las **propiedades elásticas y viscoelásticas** de las fibras miotendinosas (figura 52). Se ha sugerido que las primeras nacen de algunos puentes cruzados actina-miosina que permanecen en la fibra en reposo y que serían responsables de la resistencia inicial al estiramiento (Campbell & Lakie, 1998; Hill, 1968; Proske & Morgan, 1999), mientras que la viscoelasticidad sería el resultado de la acción de la titina en el sarcómero y del tejido conjuntivo circundante (Kellermayer et al., 2008). De acuerdo con estas apreciaciones nos parece evidente que cualquier prueba de estiramiento involucra al tejido fascial, ya que se extiende por todo el organismo; como relatan Klingler et al (2014):

“los componentes [fasciales] están interconectados a través de todo el cuerpo, representando una arquitectura tridimensional que es un sistema multicapa de hojas interconectadas”

Estas capas de tejido aponeurótico presentan asimismo propiedades viscoelásticas, de regulación y orientación de la fuerza transmitida gracias a sus expansiones en y a través de los músculos, de acumulación de energía y de aumento de eficacia de la fuerza generada por el músculo (Klingler et al., 2014; Stecco et al., 2013).

Bajo nuestro conocimiento no existen muchos estudios en relación a dicho test, aunque sí se han publicado test similares en relación con la oclusión del sujeto. Quizás el primero en proponer el estudio del tono pasivo al estiramiento en relación con problemas oclusales fue el quiropráctico J. P. Meersseman. Para ello evaluaba la alineación de plomada del sujeto en bipedestación (en vista posterior) y las desviaciones respecto a la misma, la disimetría de los miembros inferiores en decúbito supino y la resistencia al estiramiento de los aductores de cadera, cuya normalidad estimaba en una angulación de

Passive or Resting vs CNS - Activated or - Controlled Tone

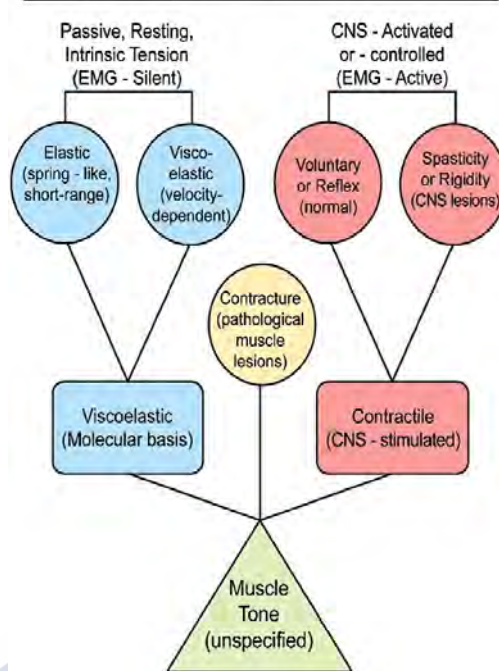


Figura 52. Propiedades pasivas frente a propiedades activas (o mediadas por el SNC) en el músculo. En: Masi AT, Hannon JC. Human resting muscle tone (HRMT): narrative introduction and modern concepts. *J Bodyw Mov Ther*, 2008, 12(4): 320-32. Con permiso de Elsevier® concedido a través del Copyright Clearance Center, Inc.

90° de abducción de la coxofemoral evaluada (Esposito & Meersseman, 1988). Si encontraba un cambio en estos parámetros tras interponer rollos de algodón entre las arcadas dentales, suponía relación causal entre el problema postural del paciente y su oclusión. Los autores no se preocuparon de verificar esta supuesta relación de causalidad, ni de investigar la fiabilidad y validez del test; aunque se han comentado diferentes posiciones de los rollos de algodón interpuestos en función de la relación craneomandibular, la posición de la lengua durante la deglución y la dimensión vertical de la oclusión (Esposito, 1999).

De forma muy similar otros autores relacionan la valoración del tono en la musculatura rotadora externa de cadera con el reflejo tónico asimétrico del cuello, con las versiones oculares (a través de poner en

juego un reflejo oculomotor) y con la palpación del punto medio de los arcos plantares, medial o lateral, lo que tendría un impacto inmediato en lo que han dado en llamar “prueba de convergencia podal” (Villeneuve & Parpay, 1991). La única diferencia con el test de rotadores es la ausencia de velocidad y repetición en la prueba, lo que eliminaría los efectos de la tixotropía. No hemos encontrado referencias a su validez y/o fiabilidad.

Perinetti et al. (2011) hicieron una revisión entre el sistema masticatorio y la activación de musculatura a distancia mediante EMG de superficie, concluyendo que, si bien puede haber una relación entre ambas, la misma no tendría relevancia clínica. Aunque el documento es de gran interés, no se evalúan los mismos parámetros desde el momento en el que buscan potenciales de activación en EMG y no la resistencia al estiramiento del grupo muscular en reposo. De forma similar Bergamini et al. (2008) aprecian una reducción en los potenciales de reposo en EMG de los músculos esternocleidomastoideos, erectores espinales y sóleos tras interponer una férula acrílica a nivel dental.

En nuestra investigación aparece un ligero impacto sobre el porcentaje de carga en el plano frontal, pero en ningún otro parámetro valorado mediante plataforma de presiones. Esto se asemeja a lo observado por Baldini et al. (2013) que tan solo obtienen una débil influencia sobre el *sway* al colocar rollos de algodón interpuestos entre las arcadas en una población de 44 sujetos sanos, si bien no sopesaron su intervención sobre el porcentaje de carga en los planos coronal y frontal; asimismo Perinetti (2006) concluye que no hay relación detectable mediante posturografía entre la oclusión y la postura al analizar el desplazamiento absoluto medio del centro de presión, la elipse de confianza del área de oscilación, la longitud y la velocidad de la misma en 26 sujetos sanos. Sin embargo, son varios los autores que sí han encontrado cambios según la oclusión del sujeto estudiado sobre los valores estabilométricos. Así, Sakaguchi et al. (2007) señalan cambios en los valores de longitud y área de oscilación al comparar la relación céntrica con la posición de reposo y con la mordida cruzada derecha en dos grupos de un total de 45 sujetos. Además observan que una talonera bajo el pie derecho origina un cambio en las fuerzas oclusales, obteniendo así una relación a la inversa. Algunos investigadores señalan las **vías trigeminales** como responsables de las modificaciones observadas en el control postural,

al observar cambios en los resultados del estakinesiograma de 18 tiradores de carabina de alto nivel, y relacionan el tipo de oclusión con el grado de acierto al disparar (Gangloff et al., 2000). También observaron cambios en el área de oscilación tras anestesiar el nervio mandibular inyectando mepivacaína en la espina de Spix, tanto con ojos abiertos como con ojos cerrados los valores se resentían respecto a la normalidad (Gangloff & Perrin, 2002). Concluyen que las aferencias trigeminales deben tener un impacto debido a la relación con el XI par craneal vía fascículo longitudinal medial, resultando en un cambio en la motricidad de los ECOM y trapecios que entran en juego en el reflejo óculo-cefalogiro. En nuestro trabajo no hemos encontrado una relación entre el tipo de oclusión del sujeto estudiado y su control postural, tampoco con el test de rotadores. Sin embargo, hay autores que afirman una posición anteriorizada del cuerpo o posteriorizada según posean una clase II o III de Angle; si bien admiten que características individuales podrían sesgar el estudio (Nobili & Adversi, 1996).

Cuccia (2011), en un experimento similar al nuestro, evoca una relación entre la presión y superficie de carga a nivel plantar y las diferentes posiciones de oclusión en individuos con **disfunciones temporomandibulares** en un estudio de 168 sujetos con grupo control. Cree que las interacciones del núcleo mesencefálico del trigémino respecto a diferentes vías del SNC (información propioceptiva de los miembros inferiores, estrés, ansiedad) soportan sus observaciones. Estas relaciones no son nuevas y de hecho ya se han descrito a nivel central relaciones con los núcleos vestibulares y oculomotores, los cuernos dorsal y ventral de la médula espinal entre los niveles C1 y C5, el núcleo prepósito del hipogloso, el cerebelo, el colículo superior, núcleos del tracto solitario, la formación reticular dorsal y el núcleo cuneiforme (Cuccia & Caradonna, 2009; Cuccia, 2011). Otro estudio comparando sujetos normales frente a aquéllos con desórdenes temporomandibulares observan una peor estabilidad postural en términos de velocidad y área del *sway*, aunque entienden que de ello no se deriva una relación causal (Nota et al., 2017).

Estamos de acuerdo con las observaciones de Tardieu et al. (2009) que valoraron a sujetos sanos con clase de Angle tipo I en condiciones dinámicas (plataforma inestable) y no únicamente en estático, aclarando que la información ligada al sistema estomatognático puede tener un impacto en el sistema a medida que otras informaciones

(visuales, vestibulares) se ven menoscabadas. Ello explicaría la gran variabilidad de resultados en los distintos experimentos a través de las diferentes formas de actuación del sistema de control motor humano. Nuestro estudio presenta ciertas limitaciones respecto a la reproducibilidad de resultados (inexistencia de otro/s investigador/es que corroborasen los hallazgos), temporalidad (desconocemos si el patrón de respuestas se mantendría o reproduciría en un nuevo estudio), comparación (inexistencia de grupo control) y causalidad (hallar una relación no significa que sea de causa-efecto), pero abre la puerta a poner en juego el tono muscular en reposo con este tipo de intervenciones. En particular, se podría hacer alusión al concepto de *cadenas musculares* (grupo de músculos sinérgicos o agonistas que tienen un mismo fin), término acuñado por Françoise Mézières en 1947 que evoca la continuidad del tejido miofascial a lo largo del cuerpo en una misma dirección sin solución de continuidad, lo que aumenta la eficiencia de la tensión ejercida (Krause et al., 2016; Mezières, 1947; Myers, 2001; Wilke et al., 2016). De forma análoga otros autores han encontrado en este tipo de explicación la posible relación entre el estiramiento post-isométrico de los isquiotibiales y la disminución de la sensibilidad a la presión del punto gatillo de los maseteros, además de una mayor apertura bucal post-estiramiento, pudiendo subyacer una activación de las vías inhibitorias centrales (Fernández de las Peñas et al., 2006; Wright, 1995).

Quizás existan otras relaciones musculares a distancia, donde la clave estaría situada en el tejido fascial. De hecho, se han encontrado diversos mecanorreceptores que podrían estar implicados en las respuestas de viscoelasticidad, además de fibras musculares lisas y terminaciones nerviosas libres, que a su vez tendrían una relación estrecha con el sistema nervioso autónomo (Schleip, 2003a, 2003b).

Llama la atención que en nuestra evaluación inicial el 75% de los individuos muestren una hipertonia derecha, lo que concuerda con los resultados de otros (Gagey & Gentaz, 2002; Gagey & Weber, 2001). Algunos han sugerido una implicación de la actividad funcional (asimetría gestual) de cada sujeto, en relación con el ojo, mano y pie dominantes, pero esta relación permanece incierta (Helbert, 2018). Otros sugieren que la fascia tiene un rol de carga que podría alterar las propiedades viscoelásticas, pero no hablan de asimetrías al evaluar el tono (Schleip et al., 2006). Incluso se hipotetiza con el modelo de cadenas miofasciales dentro de un sistema biotensegrítico (ver

apartado 1.3.2) en el cual, al estar el cuerpo interconectado, cualquier estímulo/agresión en un punto puede facilitar cambios a distancia (Dischiavi et al., 2018).

El test efectuado parece ser sensible a las diferentes posiciones mandibulares ordenadas, lo que sugiere una conexión ya sea por mediación de los núcleos trigeminales y su impacto en la regulación del tono a nivel central, ya por una respuesta mediada por el tejido fascial del que conocemos en la actualidad su inervación y sus características histológicas.

Además, se observa una variación en la posición medio-lateral de los sujetos testados en relación con los cambios en dicho test, lo que podría sugerir un cambio en la estrategia postural momentánea del sujeto, si bien la dirección de estos cambios y la sensibilidad del test a la variación deben estudiarse más profundamente. A nuestro juicio el resultado de una prueba de estas características podría alterarse debido a múltiples factores con lo que no podemos establecer relaciones causa-efecto *a priori*. Sí puede ser de utilidad en la clínica sumada a otros test que pongan en juego el tono del paciente en relación con la postura, porque puede aportar información de la sensibilidad del sujeto ante el estímulo o patología mandibular, pero nunca como test único pues carece de la validez y fiabilidad necesarias para ello. Otros autores también defienden su uso ligado a otras pruebas de exploración del tono, pues los hallazgos en distintos test tienen un nexo común que es la **expresión del tono muscular** y arrojan resultados concordantes (Scheibel et al., 2013). Es capital que se den pasos hacia el aumento de fiabilidad y hacia la validez de la prueba, pues tan solo algunos han observado su reproductibilidad (Mathurin, 2005).

Por último, reseñar la dificultad de que a través de un test pasivo que discurre en posición supina puedan extraerse conclusiones respecto a la postura, activa, bípeda. Conociendo la complejidad del sistema de control postural es cuando menos difícil obtener este tipo de asociaciones, máxime cuando los resultados sobre plataforma de fuerzas o baropodómetro no muestran relaciones claras (Conde Vázquez, 2019; Scheibel et al., 2013). Por otra parte, cabe la posibilidad de que confrontar el estudio de test manuales pasivos con el impacto que sobre el control postural pueda tener un determinado estímulo medido a través de una plataforma de fuerzas o de presiones no sea lo más conveniente, por lo que no se ha conseguido, de

momento, aportar a este tipo de pruebas un *gold-standard* en el que apoyar su validez.

El estudio del **tono muscular** provee al clínico de una herramienta potente para la evaluación y seguimiento de sus pacientes, ya que su expresión alterada en el cuerpo humano está comúnmente asociada a la aparición de patología, especialmente en el ámbito de la neurología y de las alteraciones neuromusculares. A pesar de los avances en materia de diagnóstico, a través de investigación por imagen (ultrasonidos, resonancia magnética nuclear, tomografía axial) o técnicas de registro de la actividad bioeléctrica (EMG, ECG, EEG), son precisos test físicos que ayuden en el planteamiento clínico, dado que las pruebas complementarias son incapaces de aportar información en algunos cuadros clínicos o de tener valor predictivo, a pesar de su conocida objetividad y fiabilidad. Además, el uso de pruebas manuales tiene un costo muy bajo tanto en material humano como en tiempo, lo que responde a las exigencias del trabajo hospitalario.

El **test de estabilidad pélvica unipodal** y el **test de rotadores** pueden ser de ayuda en el marco de una serie de pruebas en relación con el control motor del sujeto, paralelamente a otras como el test de extensión lumbar en bipedestación (Gondhalekar et al., 2016), el test de inestabilidad en prono, la prueba de contracción del multifido (Russo et al., 2018), la prueba *posturodinámica* (Gagey & Weber, 1995) o pruebas de evaluación propioceptiva y/o del rango de movimiento de distintos segmentos corporales, siempre y cuando alcancen el suficiente grado de fiabilidad y validez (della Volpe et al., 2006; Strimpakos, 2011). No pretendemos enumerar los diferentes test que ofrece la literatura a la hora de evaluar el control motor, pues sería largo y sobrepasaría el objetivo de esta tesis, pero sí recalcar la importancia que dicho sistema de control tiene sobre la postura del cuerpo humano, pues la base neurofisiológica es la misma.

El primero de los test ha demostrado una **fiabilidad intraobservador moderada e interobservador suficiente** para el test global, así como una **estabilidad temporal intraoperador correcta** en el corto plazo en niños/as.

A pesar de no establecer ninguna relación directa entre el signo de la prueba y las variables de la plataforma de presiones, sí se encuentran cuando hay un cambio en el signo del mismo, por lo que se intuye una variación en la estrategia de carga del sujeto que el test es capaz de

detectar, lo que le otorga **cierta validez**, aunque no suficiente a nuestro juicio, en la **medición de la estabilidad pélvica en relación con el control motor**.

La propuesta de **intervención**, a través de manipular la información cutánea con la disposición del *tape* en el arco interno, **no ha obtenido ningún impacto** en el signo del test, como **tampoco** en el **análisis de las variables baropodométricas**.

En cuanto al test de rotadores ha demostrado una **asociación evidente con la variación en la posición mandibular** de los sujetos explorados al pasar de una posición de descanso mandibular a una de máxima intercuspidadación, pero no hay cambios entre ésta última y una posición sin contacto dental. La mayoría de **variables baropodométricas no se relacionan con el signo del test**, y la única que lo hace (posición media en el eje X) depende del cambio en la prueba de rotadores detectado por el clínico. Sin embargo, a pesar de los estudios que se han hecho hasta la fecha, no queda clara ni la relación causal ni de qué modo la variación de la información a nivel estomatognático puede relacionarse con las propiedades del tono muscular.

Las investigaciones efectuadas están expuestas a ciertas limitaciones, como la falta de estudios previos en el caso del test de rotadores, el tamaño muestral y el marco temporal (estudios transversales) al tener que adecuarse a la disponibilidad de las poblaciones elegidas. Esto determina que las conclusiones pueden no ser idénticas en estudios con mayor número de sujetos y que la fiabilidad de los resultados de dichas pruebas se reduzcan al momento de la exploración, pues harían falta estudios longitudinales para conocer si los mismos son estables a largo plazo. El estudio experimental 2 se basa en las observaciones de un solo operador, con el riesgo que supone la ausencia de un patrón-oro respecto a la prueba y la falta de comparativa con otro/s operador/es. En futuras investigaciones deben limitarse al máximo estos posibles sesgos, utilizar herramientas cuya tecnología sea capaz de medir cambios en las tres dimensiones del espacio, fáciles de usar y que otorguen validez a las pruebas manuales efectuadas.

Debe invertirse un esfuerzo importante en la **formación** del profesional médico/terapeuta para aprender a utilizar dichos test correctamente, pues la falta de rigor en la aplicación de los mismos tanto en la colocación del observador y del paciente, localización anatómica precisa, presión y tipo de palpación, comprensión por parte

del sujeto valorado del ejercicio que se pide y cualificación correcta del test por parte del terapeuta pueden lastrar la comunicación entre profesionales y no ajustar los tratamientos precisos debido a una deficiente valoración.

Adeguar los test a la exploración del tono muscular incluso de zonas anatómicamente alejadas del lugar patológico puede resultar muy interesante, y observar el impacto que pueda derivarse en el control de la postura que, a su vez, puede perpetuar el cuadro sintomático por los bucles de retroalimentación, como por ejemplo han investigado Foisy y Kapoula (2018) al observar el efecto de las aferencias plantares en la percepción de la vertical visual subjetiva, u otros autores al investigar el tono de los músculos extraoculares y su relación con el control postural (Chin, 2018; Przekoracka-Krawczyk et al., 2014). Incluso se relatan nuevas disfunciones del sistema vestibular como el mareo perceptivo postural persistente (*PPPD*) y su implicación en los mecanismos de control de la postura como cuadros clínicos a tener en cuenta en la actualidad (Dieterich & Staab, 2017; Söhlsten, Bittar & Staab, 2016). A su vez, el trabajar con las distintas aferencias que llegan al SNC para la gestión de la postura puede servir en el tratamiento de patología neuromusculoesquelética, ya que el *input* originado es capaz de modificar las respuestas de los circuitos motores a través de técnicas manuales, vibración, información cutánea e/o información visual (Barassi et al., 2018; Blanchard et al., 2013; Friedrich et al., 2008; Anne Kavounoudias et al., 1999). Pero también resultan de gran interés las investigaciones en las que se “adiestra” directamente al SNC con el fin de conseguir un cambio en la fisiología del sujeto, a través de la modulación del ritmo sensoriomotor y/o de las ondas delta cerebrales, como se ha sugerido en entrenamiento por *neurofeedback* (Azarpaikan & Taheri Torbati, 2018) registrando y “entrenando” la actividad cerebral a través de EEG cuantificado.

El uso de técnicas diagnósticas manuales que pongan en juego el control motor del sujeto podría mostrar ciertas relaciones en grupos de sujetos que muestren alteraciones al usar este tipo de dispositivos, reforzando al clínico en la información que extrae del sujeto sintomático.

Futuros estudios deben, a nuestro juicio, dirigirse hacia este tipo de evaluaciones del control motor, rápidas, sencillas, de bajo coste y que si adquieren el suficiente grado de fiabilidad y validez sirvan de ayuda

al profesional médico para encajar el caso correctamente en su diagnóstico y tratamiento ulterior. Además, el estudio de este tipo de pruebas comparando sujetos sanos *versus* patológicos podría ofrecer datos que ayudasen en la **prevención** de aquellas patologías neuromusculoesqueléticas en relación con la estabilidad y el control motor, adelantándose a la aparición de los síntomas y actuando a través de un plan terapéutico personalizado.





6. CONCLUSIÓN

- El test de estabilidad pélvica unipodal ha demostrado una fiabilidad intraobservador moderada e interoperador suficiente para el test de forma global en niños/as.
- El test de estabilidad pélvica unipodal ha demostrado una estabilidad temporal intraoperador correcta en el corto plazo en niños/as.
- Se encuentran relaciones directas entre el signo de la prueba y las variables de la plataforma de presiones cuando hay un cambio en el signo del mismo, lo que le otorga cierta validez, aunque no suficiente a nuestro juicio, en la medición de la estabilidad pélvica en relación con el control motor.
- La propuesta de intervención, a través de manipular la información cutánea con la disposición del *tape* en el arco interno plantar no ha obtenido ningún impacto en el signo del test.
- Las variables baropodométricas analizadas no se asocian con la intervención propuesta.
- El test de rotadores ha demostrado una asociación evidente con la variación en la posición mandibular de los sujetos explorados al pasar de una posición de descanso mandibular a una de máxima intercuspidadación, pero no hay cambios entre ésta última y una posición sin contacto dental.
- La mayoría de variables baropodométricas no se relacionan con el signo del test, y la única que lo hace (posición media del CdP en el eje X) depende del cambio en la prueba de rotadores detectado por el clínico.
- Se debe utilizar herramientas cuya tecnología sea capaz de medir cambios en las tres dimensiones del espacio, fáciles de usar y que

eviten sesgos y otorguen validez a las pruebas manuales efectuadas.







7. BIBLIOGRAFÍA

1. AAOMPT. (n.d.). *Orthopaedic Manual Physical Therapy Description of Advanced Specialty Practice*. Retrieved from https://aaompt.org/aaompt_data/documents/AAOMPT_2008_MT_DASP_FINAL.pdf
2. AFP. (1985). *Normes 85*. Paris, 20 rue du rendez-vous 75012: ADAP.
3. Aimonetti, J.-M., Roll, J.-P., Hospod, V., & Ribot-Ciscar, E. (2012). Ankle joint movements are encoded by both cutaneous and muscle afferents in humans. *Experimental Brain Research*, 221(2), 167-176. <https://doi.org/10.1007/s00221-012-3160-2>
4. Alexander, K. M., & Kinney LaPier, T. L. (1998). Differences in Static Balance and Weight Distribution Between Normal Subjects and Subjects With Chronic Unilateral Low Back Pain. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 28(6), 378-383. <https://doi.org/10.2519/jospt.1998.28.6.378>
5. Alghadir, A. H., Zafar, H., & Iqbal, Z. A. (2015). Effect of three different jaw positions on postural stability during standing. *Functional Neurology*, 30(1), 53-57.
6. Allison, K., Bennell, K. L., Grimaldi, A., Vicenzino, B., Wrigley, T. V., & Hodges, P. W. (2016). Single leg stance control in individuals with symptomatic gluteal tendinopathy. *Gait & Posture*, 49, 108-113. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2016.06.020>
7. Alvarez Bustins, G., López Plaza, P.-V., & Carvajal, S. R. (2018). Profile of osteopathic practice in Spain: Results from a standardized data collection study. *BMC Complementary and Alternative Medicine*, 18(1). <https://doi.org/10.1186/s12906-018-2190-0>
8. Andersen, G. J., Cisneros, J., Atchley, P., & Saidpour, A. (1999). Speed, size, and edge-rate information for the detection of collision events. *Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance*, 25(1), 256-269. <https://doi.org/10.1037/0096-1523.25.1.256>
9. Angle, E. (1899). Classification of malocclusion. *Dent Cosmos*, 41(3), 248-264; 350-357.
10. Appendix 4: Colleges of Osteopathic Medicine. (2014). *The Journal of the American Osteopathic Association*, 114(04), 317-319. <https://doi.org/10.7556/jaoa.2014.060>
11. Araña-Suárez, S. (2011). *Trastornos Músculo-Esqueléticos, Psicopatología y Dolor. Musculoskeletal Disorders, Psychopathology and Pain*. (p. 186) [Programa Nacional de I+D+i, FIPROS 2009/38, Sociedad Científica Interdisciplinar ACAP-PSICONDEC]. Retrieved from Secretaría de Estado para la Seguridad Social, Ministerio de Trabajo e Inmigración, Gobierno de España website: https://s3.amazonaws.com/academia.edu.documents/44034241/Psicopatologia_d_el_dolor_musculoesqueletico.pdf?AWSAccessKeyId=AKIAIWOWYYGZ2Y53UL3A&Expires=1543924884&Signature=KOyqJDisHZp65ulgMjTVE3Pj7Lg%3D&response-content-disposition=inline%3B%20filename%3DTRASTORNOS_MUSCULOESQUELETICOS_PSICO_PATO.pdf#page=7
12. Atwater, S. W., Crowe, T. K., Deitz, J. C., & Richardson, P. K. (1990). Interrater and Test-Retest Reliability of Two Pediatric Balance Tests. *Physical*

Therapy, 70(2), 79-87. <https://doi.org/10.1093/ptj/70.2.79>

13. Autet, B. (1985). *Examen ostéopathique prenant en compte l'activité tonique posturale*. Montpellier.

14. Ayhan, C., Bilgin, S., Aksoy, S., & Yakut, Y. (2016). Functional contributors to poor movement and balance control in patients with low back pain: A descriptive analysis. *Journal of Back and Musculoskeletal Rehabilitation*, 29(3), 477-486. <https://doi.org/10.3233/BMR-150643>

15. Azarpaikan, A., & Taheri Torbati, H. (2018). Effect of somatosensory and neurofeedback training on balance in older healthy adults: a preliminary investigation. *Aging Clinical and Experimental Research*, 30(7), 745-753. <https://doi.org/10.1007/s40520-017-0835-3>

16. Azevedo, T. M., Volchan, E., Imbiriba, L. A., Rodrigues, E. C., Oliveira, J. M., Oliveira, L. F., ... Vargas, C. D. (2005). A freezing-like posture to pictures of mutilation. *Psychophysiology*, 42(3), 255-260. <https://doi.org/10.1111/j.1469-8986.2005.00287.x>

17. Baldini, A., Nota, A., Tripodi, D., Longoni, S., & Cozza, P. (2013). Evaluation of the correlation between dental occlusion and posture using a force platform. *Clinics*, 68(1), 45-49. [https://doi.org/10.6061/clinics/2013\(01\)OA07](https://doi.org/10.6061/clinics/2013(01)OA07)

18. Banks, R. W., Hulliger, M., Saed, H. H., & Stacey, M. J. (2009). A comparative analysis of the encapsulated end-organs of mammalian skeletal muscles and of their sensory nerve endings. *Journal of Anatomy*, 214(6), 859-887. <https://doi.org/10.1111/j.1469-7580.2009.01072.x>

19. Barassi, G., Bellomo, R. G., Di Giulio, C., Giannuzzo, G., Irace, G., Barbato, C., & Saggini, R. (2018). Effects of Manual Somatic Stimulation on the Autonomic Nervous System and Posture. In M. Pokorski (Ed.), *Progress in Medical Research* (Vol. 1070, pp. 97-109). https://doi.org/10.1007/5584_2018_153

20. Basile, F., Scionti, R., & Petracca, M. (2017). Diagnostic reliability of osteopathic tests: A systematic review. *International Journal of Osteopathic Medicine*, 25, 21-29. <https://doi.org/10.1016/j.ijosm.2017.03.004>

21. Batini, C., Buisseret, P., Lasserre, M. H., & Toupet, M. (1985). [Does proprioception of the extrinsic eye muscles participate in equilibrium, vision and oculomotor action?]. *Annales D'oto-Laryngologie Et De Chirurgie Cervico Faciale: Bulletin De La Societe D'oto-Laryngologie Des Hopitaux De Paris*, 102(1), 7-18.

22. Behm, D. G., Blazevich, A. J., Kay, A. D., & McHugh, M. (2016). Acute effects of muscle stretching on physical performance, range of motion, and injury incidence in healthy active individuals: A systematic review. *Applied Physiology, Nutrition, and Metabolism*, 41(1), 1-11. <https://doi.org/10.1139/apnm-2015-0235>

23. Belenkiy, V., Gurfinkel, V. S., & Pal'tsev, Y. (1967). Elements of control of voluntary movements. *Biofizika*, 10, 135-141.

24. Bergamini, M., Pierleoni, F., Gizdulich, A., & Bergamini, C. (2008). Dental Occlusion and Body Posture: A Surface EMG Study. *CRANIO®*, 26(1), 25-32. <https://doi.org/10.1179/crn.2008.041>

25. Bizzo, G., Guillet, N., Patat, A., & Gagey, P. M. (1985). Specifications for building a vertical force platform designed for clinical stabilometry. *Medical & Biological Engineering & Computing*, 23(5), 474-476. <https://doi.org/10.1007/BF02448937>

26. Blanchard, C., Roll, R., Roll, J.-P., & Kavounoudias, A. (2013). Differential Contributions of Vision, Touch and Muscle Proprioception to the Coding of Hand Movements. *PLoS ONE*, 8(4), e62475. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0062475>

27. Błaszczuk, J. W., Cieślinska-Świder, J., Plewa, M., Zahorska-Markiewicz, B., &

- Markiewicz, A. (2009). Effects of excessive body weight on postural control. *Journal of Biomechanics*, 42(9), 1295-1300. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2009.03.006>
28. Bloedel, J. R., & Bracha, V. (1995). On the cerebellum, cutaneomuscular reflexes, movement control and the elusive engrams of memory. *Behavioural Brain Research*, 68(1), 1-44. [https://doi.org/10.1016/0166-4328\(94\)00171-B](https://doi.org/10.1016/0166-4328(94)00171-B)
29. Bolton, T. L. (1903). The Relation of Motor Power to Intelligence. *The American Journal of Psychology*, 14(3/4), 351. <https://doi.org/10.2307/1412323>
30. Bouisset, S., & Do, M.-C. (2008). Posture, dynamic stability, and voluntary movement. *Neurophysiologie Clinique/Clinical Neurophysiology*, 38(6), 345-362. <https://doi.org/10.1016/j.neucli.2008.10.001>
31. Bracco, P., Derigibus, A., & Piscetta, R. (2004). Effects of different jaw relations on postural stability in human subjects. *Neuroscience Letters*, 356(3), 228-230. <https://doi.org/10.1016/j.neulet.2003.11.055>
32. Brinjikji, W., Luetmer, P. H., Comstock, B., Bresnahan, B. W., Chen, L. E., Deyo, R. A., ... Jarvik, J. G. (2015). Systematic Literature Review of Imaging Features of Spinal Degeneration in Asymptomatic Populations. *American Journal of Neuroradiology*, 36(4), 811-816. <https://doi.org/10.3174/ajnr.A4173>
33. Broise, A.-L., & Geronimi, M. (2012). Étude de la reproductibilité intra- et inter-praticiens du test des chaînes stabilisatrices ou signe de Trendelenburg postural. *Neurophysiologie Clinique/Clinical Neurophysiology*, 42(6), 390-391. <https://doi.org/10.1016/j.neucli.2012.09.018>
34. Burgess, N. (2006). Spatial memory: How egocentric and allocentric combine. *Trends in Cognitive Sciences*, 10(12), 551-557. <https://doi.org/10.1016/j.tics.2006.10.005>
35. Caffaro, R. R., França, F. J. R., Burke, T. N., Magalhães, M. O., Ramos, L. A. V., & Marques, A. P. (2014). Postural control in individuals with and without non-specific chronic low back pain: A preliminary case-control study. *European Spine Journal*, 23(4), 807-813. <https://doi.org/10.1007/s00586-014-3243-9>
36. Calvino, B. (2010). Les kératinocytes : Des cellules non neuronales impliquées dans la douleur. *Douleurs : Evaluation - Diagnostic - Traitement*, 11(3), 120-130. <https://doi.org/10.1016/j.douler.2010.03.012>
37. Campbell, C. (1979). *A review of spinal mechanics*. John Wernham College of Classical Osteopathy.
38. Campbell, K. S., & Lakie, M. (1998). A cross-bridge mechanism can explain the thixotropic short-range elastic component of relaxed frog skeletal muscle. *The Journal of Physiology*, 510(3), 941-962. <https://doi.org/10.1111/j.1469-7793.1998.941bj.x>
39. Chaitow, L. (2011). Is a postural-structural-biomechanical model, within manual therapies, viable?: A JBMT debate. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, 15(2), 130-152. <https://doi.org/10.1016/j.jbmt.2011.01.004>
40. Chalmers, G. (2004). Strength training: Re-examination of the possible role of golgi tendon organ and muscle spindle reflexes in proprioceptive neuromuscular facilitation muscle stretching. *Sports Biomechanics*, 3(1), 159-183. <https://doi.org/10.1080/14763140408522836>
41. Chiba, R., Takakusaki, K., Ota, J., Yozu, A., & Haga, N. (2016). Human upright posture control models based on multisensory inputs; in fast and slow dynamics. *Neuroscience Research*, 104, 96-104. <https://doi.org/10.1016/j.neures.2015.12.002>
42. Chin, S. (2018). Visual vertigo: Vertigo of oculomotor origin. *Medical Hypotheses*, 116, 84-95. <https://doi.org/10.1016/j.mehy.2018.04.025>

43. Cho, H., Kim, E.-H., Kim, J., & Yoon, Y. W. (2015). Kinesio taping improves pain, range of motion, and proprioception in older patients with knee osteoarthritis: A randomized controlled trial. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, 94(3), 192-200. <https://doi.org/10.1097/PHM.0000000000000148>
44. Choi, J.-H., Yoo, K.-T., An, H.-J., Choi, W.-S., Koo, J.-P., Kim, J.-I., & Kim, N.-J. (2016). The effects of taping, stretching, and joint exercise on hip joint flexibility and range of motion. *Journal of Physical Therapy Science*, 28(5), 1665-1668. <https://doi.org/10.1589/jpts.28.1665>
45. Chyu, M.-C., James, C. R., Sawyer, S. F., Brismée, J.-M., Xu, K. T., Poklikuha, G., ... Shen, C.-L. (2010). Effects of tai chi exercise on posturography, gait, physical function and quality of life in postmenopausal women with osteopaenia: A randomized clinical study. *Clinical Rehabilitation*, 24(12), 1080-1090. <https://doi.org/10.1177/0269215510375902>
46. Cohen, J. (1960). A Coefficient of Agreement for Nominal Scales. *Educational and Psychological Measurement*, 20(1), 37-46. <https://doi.org/10.1177/001316446002000104>
47. Conde Vázquez, O. (2019). Étude des influences mandibulaires sur le test des rotateurs de hanche chez l'enfant. *Neurophysiologie Clinique*, 49(3), 254. <https://doi.org/10.1016/j.neucli.2019.01.015>
48. Cooper, N. A., Scavo, K. M., Strickland, K. J., Tipayamongkol, N., Nicholson, J. D., Bewyer, D. C., & Sluka, K. A. (2016). Prevalence of gluteus medius weakness in people with chronic low back pain compared to healthy controls. *European Spine Journal*, 25(4), 1258-1265. <https://doi.org/10.1007/s00586-015-4027-6>
49. Cordo, P. J., & Nashner, L. M. (1982). Properties of postural adjustments associated with rapid arm movements. *Journal of Neurophysiology*, 47(2), 287-302. <https://doi.org/10.1152/jn.1982.47.2.287>
50. Cornilleau-Pérès, V., Shabana, N., Droulez, J., Goh, J. C. H., Lee, G. S. M., & Chew, P. T. K. (2005). Measurement of the visual contribution to postural steadiness from the COP movement: Methodology and reliability. *Gait & Posture*, 22(2), 96-106. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2004.07.009>
51. Cuccia, A., & Caradonna, C. (2009). The relationship between the stomatognathic system and body posture. *Clinics*, 64(1). <https://doi.org/10.1590/S1807-59322009000100011>
52. Cuccia, A. M. (2011). Interrelationships between dental occlusion and plantar arch. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, 15(2), 242-250. <https://doi.org/10.1016/j.jbmt.2010.10.007>
53. Culvenor, A. G., Alexander, B. C., Clark, R. A., Collins, N. J., Ageberg, E., Morris, H. G., ... Crossley, K. M. (2016). Dynamic Single-Leg Postural Control Is Impaired Bilaterally Following Anterior Cruciate Ligament Reconstruction: Implications for Reinjury Risk. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 46(5), 357-364. <https://doi.org/10.2519/jospt.2016.6305>
54. Culvenor, A. G., Øiestad, B. E., Hart, H. F., Stefanik, J. J., Guermazi, A., & Crossley, K. M. (2018). Prevalence of knee osteoarthritis features on magnetic resonance imaging in asymptomatic uninjured adults: A systematic review and meta-analysis. *British Journal of Sports Medicine*, bjsports-2018-099257. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2018-099257>
55. Dai, T. H., Liu, J. Z., Sahgal, V., Brown, R. W., & Yue, G. H. (2001). Relationship between muscle output and functional MRI-measured brain activation. *Experimental Brain Research*, 140(3), 290-300.
56. de Sousa, C. S., de Jesus, F. L. A., Machado, M. B., Ferreira, G., Ayres, I. G.

- T., de Aquino, L. M., ... Gomes-Neto, M. (2019). Lower limb muscle strength in patients with low back pain: A systematic review and meta-analysis. *Journal of Musculoskeletal & Neuronal Interactions*, 19(1), 69-78.
57. Delafontaine, A. (2018). *Locomotion humaine: Bases fondamentales, évaluation clinique et applications thérapeutiques de l'enfant à l'adulte*. Retrieved from <http://search.ebscohost.com/login.aspx?direct=true&scope=site&db=nlebk&db=nlabk&AN=1836687>
58. della Volpe, R., Popa, T., Ginanneschi, F., Spidalieri, R., Mazzocchio, R., & Rossi, A. (2006). Changes in coordination of postural control during dynamic stance in chronic low back pain patients. *Gait & Posture*, 24(3), 349-355. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2005.10.009>
59. Denys-Struyf, G. (1997). *Les chaînes musculaires et articulaires*. Brussels: Institut de Chânes Musculaires et des techniques GDS.
60. Dichgans, J., Mauritz, K. H., Allum, J. H., & Brandt, T. (1976). Postural sway in normals and atactic patients: Analysis of the stabilising and destabilizing effects of vision. *Agressologie: Revue Internationale De Physio-Biologie Et De Pharmacologie Appliquees Aux Effets De L'agression*, 17(C Spec No), 15-24.
61. Dieterich, M., & Staab, J. P. (2017). Functional dizziness: From phobic postural vertigo and chronic subjective dizziness to persistent postural-perceptual dizziness. *Current Opinion in Neurology*, 30(1), 107-113. <https://doi.org/10.1097/WCO.0000000000000417>
62. Díez de Ulzurrun, M., Garasa Jiménez, A., & Eransus Izquierdo, J. (2007). *Trastornos Músculo-Esqueléticos de origen laboral*. Pamplona: Institutio Navarro de Salud Laboral. Gobierno de Navarra.
63. Dischiavi, S. L., Wright, A. A., Hegedus, E. J., & Bleakley, C. M. (2018). Biotensegrity and myofascial chains: A global approach to an integrated kinetic chain. *Medical Hypotheses*, 110, 90-96. <https://doi.org/10.1016/j.mehy.2017.11.008>
64. Donaldson, I. M. L. (2000). The functions of the proprioceptors of the eye muscles. *Philosophical Transactions of the Royal Society of London. Series B: Biological Sciences*, 355(1404), 1685-1754. <https://doi.org/10.1098/rstb.2000.0732>
65. Drake, R. L., Gray, H., Vogl, W., & Mitchell, A. W. M. (2010). *Gray anatomía para estudiantes*. Madrid: Elsevier.
66. Dummer, T. G. (1999). *A Textbook of Osteopathy*. Retrieved from <https://books.google.es/books?id=92dEAAAACAAJ>
67. Edin, B. B., & Abbs, J. H. (1991). Finger movement responses of cutaneous mechanoreceptors in the dorsal skin of the human hand. *Journal of Neurophysiology*, 65(3), 657-670. <https://doi.org/10.1152/jn.1991.65.3.657>
68. Edin, Benoni B. (2004). Quantitative Analyses of Dynamic Strain Sensitivity in Human Skin Mechanoreceptors. *Journal of Neurophysiology*, 92(6), 3233-3243. <https://doi.org/10.1152/jn.00628.2004>
69. Edwards, W. T. (2007). Effect of joint stiffness on standing stability. *Gait & Posture*, 25(3), 432-439. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2006.05.009>
70. Eikema, D. J. A., Hatzitaki, V., Tzovaras, D., & Papaxanthis, C. (2014). Application of intermittent galvanic vestibular stimulation reveals age-related constraints in the multisensory reweighting of posture. *Neuroscience Letters*, 561, 112-117. <https://doi.org/10.1016/j.neulet.2013.12.048>
71. Esposito, G. (1999). La céntrica mandíbulo-postural. Retrieved from <http://www.sekmo.es/sekmo/Publicaciones/Monografias/LACENTRICAMANDIBULOPOSTURAL.pdf>

72. Esposito, G., & Meersseman, J. (1988). Valutazione della relazione esistente tra l'occlusione e la postura. *Il Dentista Moderno*, 5, 87-105.
73. Facchinetti, L. D., Imbiriba, L. A., Azevedo, T. M., Vargas, C. D., & Volchan, E. (2006). Postural modulation induced by pictures depicting prosocial or dangerous contexts. *Neuroscience Letters*, 410(1), 52-56. <https://doi.org/10.1016/j.neulet.2006.09.063>
74. Fearing, F. S. (1924). The Factors Influencing Static Equilibrium. An Experimental Study of the Influence of Height, Weight, and Position of the Feet on Amount of Sway, together with an Analysis of the Variability in the Records of One Reagent Over a Long Period of Time. *Journal of Comparative Psychology*, 4(1), 91-121. <https://doi.org/10.1037/h0073215>
75. Feito, J., García-Suárez, O., García-Piqueras, J., García-Mesa, Y., Pérez-Sánchez, A., Suazo, I., ... Vega, J. A. (2018). The development of human digital Meissner's and Pacinian corpuscles. *Annals of Anatomy - Anatomischer Anzeiger*, 219, 8-24. <https://doi.org/10.1016/j.aanat.2018.05.001>
76. Fernández-de-las-Peñas, C., Carratalá-Tejada, M., Luna-Oliva, L., & Miangolarra-Page, J. C. (2006). The Immediate Effect of Hamstring Muscle Stretching in Subjects' Trigger Points in the Masseter Muscle. *Journal of Musculoskeletal Pain*, 14(3), 27-35. https://doi.org/10.1300/J094v14n03_05
77. Ferrell, W., Gandevia, S., & McCloskey, D. (1987). The role of joint receptors in human kinaesthesia when intramuscular receptors cannot contribute. *The Journal of Physiology*, 386, 63-71.
78. Ferry, M., Martin, L., Termoz, N., Côté, J., & Prince, F. (2004). Balance control during an arm raising movement in bipedal stance: Which biomechanical factor is controlled? *Biological Cybernetics*, 91(2). <https://doi.org/10.1007/s00422-004-0501-7>
79. Field, S., Treleaven, J., & Jull, G. (2008). Standing balance: A comparison between idiopathic and whiplash-induced neck pain. *Manual Therapy*, 13(3), 183-191. <https://doi.org/10.1016/j.math.2006.12.005>
80. Fisher, P., & Ward, A. (1994). Complementary medicine in Europe. *BMJ (Clinical Research Ed.)*, 309(6947), 107-111.
81. Fitzpatrick, R C, Gorman, R. B., Burke, D., & Gandevia, S. C. (1992). Postural proprioceptive reflexes in standing human subjects: Bandwidth of response and transmission characteristics. *The Journal of Physiology*, 458(1), 69-83. <https://doi.org/10.1113/jphysiol.1992.sp019406>
82. Fitzpatrick, R., & McCloskey, D. I. (1994). Proprioceptive, visual and vestibular thresholds for the perception of sway during standing in humans. *The Journal of Physiology*, 478(1), 173-186. <https://doi.org/10.1113/jphysiol.1994.sp020240>
83. Fitzpatrick, Richard C., & Day, B. L. (2004). Probing the human vestibular system with galvanic stimulation. *Journal of Applied Physiology*, 96(6), 2301-2316. <https://doi.org/10.1152/japplphysiol.00008.2004>
84. Fleming, M. S., & Luo, W. (2013). The anatomy, function, and development of mammalian AB low-threshold mechanoreceptors. *Frontiers in Biology*, 8(4), 408-420. <https://doi.org/10.1007/s11515-013-1271-1>
85. Foisy, A., & Kapoula, Z. (2018). Plantar cutaneous afferents influence the perception of Subjective Visual Vertical in quiet stance. *Scientific Reports*, 8(1), 14939. <https://doi.org/10.1038/s41598-018-33268-3>
86. Friedrich, M., Grein, H.-J., Wicher, C., Schuetze, J., Mueller, A., Lauenroth, A., ... Schwesig, R. (2008). Influence of pathologic and simulated visual dysfunctions on the postural system. *Experimental Brain Research*, 186(2), 305-

314. <https://doi.org/10.1007/s00221-007-1233-4>

87. Gage, W. H., Winter, D. A., Frank, J. S., & Adkin, A. L. (2004). Kinematic and kinetic validity of the inverted pendulum model in quiet standing. *Gait & Posture*, 19(2), 124-132. [https://doi.org/10.1016/S0966-6362\(03\)00037-7](https://doi.org/10.1016/S0966-6362(03)00037-7)

88. Gagey, P. (1991). A critique of posturology: Towards an alternative neuroanatomy? *Surgical and Radiologic Anatomy*, 13(4), 255-257. <https://doi.org/10.1007/BF01627752>

89. Gagey, P., Baron, J., & Ushio, N. (1980). Introduction à la posturologie clinique. *Agressologie*, 21(E), 119-123.

90. Gagey, P., & Gentaz, R. (2002). Trastornos posturales del eje corporal. In *Manual de rehabilitación de la columna vertebral* (2ª). Barcelona: Editorial Paidotribo.

91. Gagey, P. M., & Bizzo, G. (2001, January 4). La mesure en Posturologie. Retrieved 17 October 2018, from <http://ada-posturologie.fr/MesureEnPosturologie.htm>

92. Gagey, P., & Weber, B. (2001). *Posturología. Regulación y alteraciones de la bipedestación* (2ª ed). Barcelona: Masson, S.A.

93. Gagey, P.-M. (2016a). International standardization of clinical stabilometry (Minutes of the meeting of posturologists, Paris 07.10.2015). *Manual Therapy, Posturology & Rehabilitation Journal*, 14, 315. <https://doi.org/10.17784/mtprehabJournal.2016.14.315>

94. Gagey, P.-M. (2016b). SPECIFICATIONS OF THE CLINICAL STABILOMETRY PLATFORM 'ADAP_NORMES13. *Manual Therapy, Posturology & Rehabilitation Journal*, 14, 332. <https://doi.org/10.17784/mtprehabJournal.2016.14.332>

95. Gagey, P.-M. (n.d.). Histoire de la Posturologie. Retrieved 4 October 2018, from <http://ada-posturologie.fr/HistoirePosturologie.htm>

96. Gagey, P.-M., & Weber, B. (1995). *Entrées du système postural fin*. Paris: Masson.

97. Gandevia, S. C., McCloskey, D. I., & Burke, D. (1992). Kinaesthetic signals and muscle contraction. *Trends in Neurosciences*, 15(2), 62-65.

98. Gangloff, P., Louis, J.-P., & Perrin, P. P. (2000). Dental occlusion modifies gaze and posture stabilization in human subjects. *Neuroscience Letters*, 293(3), 203-206. [https://doi.org/10.1016/S0304-3940\(00\)01528-7](https://doi.org/10.1016/S0304-3940(00)01528-7)

99. Gangloff, P., & Perrin, P. P. (2002). Unilateral trigeminal anaesthesia modifies postural control in human subjects. *Neuroscience Letters*, 330(2), 179-182. [https://doi.org/10.1016/S0304-3940\(02\)00779-6](https://doi.org/10.1016/S0304-3940(02)00779-6)

100. García-Piqueras, J., Carcaba, L., García-Mesa, Y., Feito, J., García, B., Viña, E., ... García-Suárez, O. (2019). Chondroitin Sulfate in Human Cutaneous Meissner and Pacinian Sensory Corpuscles. *The Anatomical Record*, 302(2), 325-331. <https://doi.org/10.1002/ar.23951>

101. Garra, G., Singer, A. J., Taira, B. R., Chohan, J., Cardoz, H., Chisena, E., & Thode, H. C. (2010). Validation of the Wong-Baker FACES Pain Rating Scale in Pediatric Emergency Department Patients. *Academic Emergency Medicine*, 17(1), 50-54. <https://doi.org/10.1111/j.1553-2712.2009.00620.x>

102. Garrido Robres, J. A., García Ballesteros, J. G., & Martín Villuendas, A. B. (2011). Exploración neurológica y atención primaria. Bloque II: Motilidad voluntaria, funciones corticales superiores y movimientos anómalos. *SEMERGEN - Medicina de Familia*, 37(8), 418-425. <https://doi.org/10.1016/j.semerg.2011.06.010>

103. Georgopoulos, A., Schwartz, A., & Kettner, R. (1986). Neuronal population coding of movement direction. *Science*, 233(4771), 1416-1419.

<https://doi.org/10.1126/science.3749885>

104. Gondhalekar, G. A., Kumar, S. P., Eapen, C., & Mahale, A. (2016). Reliability and Validity of Standing Back Extension Test for Detecting Motor Control Impairment in Subjects with Low Back Pain. *Journal of Clinical and Diagnostic Research: JCDR*, 10(1), KC07-11. <https://doi.org/10.7860/JCDR/2016/14987.7142>
105. Guerraz, M., & Bronstein, A. M. (2008). Ocular versus extraocular control of posture and equilibrium. *Neurophysiologie Clinique/Clinical Neurophysiology*, 38(6), 391-398. <https://doi.org/10.1016/j.neucli.2008.09.007>
106. Gurfinkel, E. V. (1973). Physical foundations of stabilography. *Agressologie: Revue Internationale De Physio-Biologie Et De Pharmacologie Appliquees Aux Effets De L'agression*, 14(Spec No C), 9-13.
107. Guyton, A., & Hall, J. (2011). Capítulo 55: Control de la función motora por la corteza y el tronco del encéfalo. In *Tratado de fisiología médica* (12th ed., pp. 674-677). Barcelona: Elsevier.
108. Hadders-Algra, M., Brogren, E., & Forssberg, H. (1996). Ontogeny of postural adjustments during sitting in infancy: Variation, selection and modulation. *The Journal of Physiology*, 493(1), 273-288. <https://doi.org/10.1113/jphysiol.1996.sp021382>
109. Hagbarth, K. E., Hägglund, J. V., Nordin, M., & Wallin, E. U. (1985). Thixotropic behaviour of human finger flexor muscles with accompanying changes in spindle and reflex responses to stretch. *The Journal of Physiology*, 368(1), 323-342. <https://doi.org/10.1113/jphysiol.1985.sp015860>
110. Hagbarth, K.-E. (1993). Invited review: Microneurography and applications to issues of motor control: Fifth annual stuart reiner memorial lecture. *Muscle & Nerve*, 16(7), 693-705. <https://doi.org/10.1002/mus.880160702>
111. Haneline, M. T., & Young, M. (2009). A Review of Intraexaminer and Interexaminer Reliability of Static Spinal Palpation: A Literature Synthesis. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*, 32(5), 379-386. <https://doi.org/10.1016/j.jmpt.2009.04.010>
112. Hasegawa, K., Okamoto, M., Hatsushikano, S., Shimoda, H., Ono, M., Homma, T., & Watanabe, K. (2017). Standing sagittal alignment of the whole axial skeleton with reference to the gravity line in humans. *Journal of Anatomy*, 230(5), 619-630. <https://doi.org/10.1111/joa.12586>
113. Helbert, S. (2018). Latéralités et asymétries de la posture orthostatique. Retrieved 2 May 2019, from http://ada-posturologie.fr/APO-AG_Helbert-f%20.pdf
114. Hestøek, L., & Leboeuf-Yde, C. (2000). Are chiropractic tests for the lumbo-pelvic spine reliable and valid? A systematic critical literature review. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*, 23(4), 258-275. <https://doi.org/10.1067/mmt.2000.106097>
115. Hill, D. K. (1968). Tension due to interaction between the sliding filaments in resting striated muscle. The effect of stimulation. *The Journal of Physiology*, 199(3), 637-684.
116. Hirasawa, Y. (1973). Study on human standing ability. *Agressologie*, 14(C), 37-44.
117. Hirasawa, Y. (1979). An Observation on Standing Ability of Japanese Males and Females. *The Journal of Anthropological Society of Nippon*, 87(2), 81-92. <https://doi.org/10.1537/ase1911.87.81>
118. Hood, W. (1871). ON THE SO-CALLED 'BONE-SETTING,' ITS NATURE AND RESULTS. *The Lancet*, 97(2480), 336-338. [https://doi.org/10.1016/S0140-6736\(02\)78408-0](https://doi.org/10.1016/S0140-6736(02)78408-0)
119. Horak, F. B. (1987). Clinical measurement of postural control in adults.

Physical Therapy, 67(12), 1881-1885.

120. Horak, F. B., & Nashner, L. M. (1986). Central programming of postural movements: Adaptation to altered support-surface configurations. *Journal of Neurophysiology*, 55(6), 1369-1381. <https://doi.org/10.1152/jn.1986.55.6.1369>

121. Horak, F. B., Shupert, C. L., Dietz, V., & Horstmann, G. (1994). Vestibular and somatosensory contributions to responses to head and body displacements in stance. *Experimental Brain Research*, 100(1). <https://doi.org/10.1007/BF00227282>

122. Ijkema-Paassen, J., & Gramsbergen, A. (2005). Development of postural muscles and their innervation. *Neural Plasticity*, 12(2-3), 141-151; discussion 263-272. <https://doi.org/10.1155/NP.2005.141>

123. Imamura, M., Furlan, A. D., Dryden, T., & Irvin, E. L. (2012). Massage Therapy. In *Evidence-Based Management of Low Back Pain* (pp. 216-228). <https://doi.org/10.1016/B978-0-323-07293-9.00016-7>

124. Ingber, D. E. (1998). The architecture of life. *Scientific American*, 278(1), 48-57.

125. Iqbal, K. (2011). Mechanisms and models of postural stability and control. *2011 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, 7837-7840. <https://doi.org/10.1109/IEMBS.2011.6091931>

126. Ivanenko, Y., & Gurfinkel, V. S. (2018). Human Postural Control. *Frontiers in Neuroscience*, 12. <https://doi.org/10.3389/fnins.2018.00171>

127. Jacobs, J. V., & Horak, F. B. (2007). Cortical control of postural responses. *Journal of Neural Transmission*, 114(10), 1339-1348. <https://doi.org/10.1007/s00702-007-0657-0>

128. Janin, M., & Dupui, Ph. (2009). The effects of unilateral medial arch support stimulation on plantar pressure and center of pressure adjustment in young gymnasts. *Neuroscience Letters*, 461(3), 245-248. <https://doi.org/10.1016/j.neulet.2009.06.043>

129. Johansson, R. S. (1978). Tactile sensibility in the human hand: Receptive field characteristics of mechanoreceptive units in the glabrous skin area. *The Journal of Physiology*, 281(1), 101-125. <https://doi.org/10.1113/jphysiol.1978.sp012411>

130. Jordan, T. (2009). Swedenborg's influence on Sutherland's 'Primary Respiratory Mechanism' model in cranial osteopathy. *International Journal of Osteopathic Medicine*, 12(3), 100-105. <https://doi.org/10.1016/j.ijosm.2009.03.006>

131. Journée française de posturologie clinique (Ed.). (2003). *Physiologie, techniques, pathologies*. Marseille: SOLAL.

132. Kapteyn, T. S., Bles, W., Njiokiktjien, C. J., Kodde, L., Massen, C. H., & Mol, J. M. (1983). Standardization in platform stabilometry being a part of posturography. *Agressologie: Revue Internationale De Physio-Biologie Et De Pharmacologie Appliquees Aux Effets De L'agression*, 24(7), 321-326.

133. Kavounoudias, A., Roll, R., & Roll, J. P. (1998). The plantar sole is a 'dynamometric map' for human balance control. *Neuroreport*, 9(14), 3247-3252.

134. Kavounoudias, Anne, Roll, R., & Roll, J.-P. (1999). Specific whole-body shifts induced by frequency-modulated vibrations of human plantar soles. *Neuroscience Letters*, 266(3), 181-184. [https://doi.org/10.1016/S0304-3940\(99\)00302-X](https://doi.org/10.1016/S0304-3940(99)00302-X)

135. Kazennikov, O. V., Kireeva, T. B., & Shlykov, V. I. (2015). [The influence of the leg load and the support mobility under leg on the anticipatory postural adjustment]. *Fiziologiya Cheloveka*, 41(1), 57-64.

136. Kellermayer, M. S. Z., Bianco, P., Mártonfalvi, Z., Nagy, A., Kengyel, A., Szatmári, D., ... Lombardi, V. (2008). Muscle Thixotropy: More than Just Cross-Bridges? Response to Comment by Campbell and Lakie. *Biophysical Journal*, 94(1), 329-330. <https://doi.org/10.1529/biophysj.107.122309>
137. Kim, D., Unger, J., Lanovaz, J. L., & Oates, A. R. (2016). The Relationship of Anticipatory Gluteus Medius Activity to Pelvic and Knee Stability in the Transition to Single-Leg Stance. *PM&R*, 8(2), 138-144. <https://doi.org/10.1016/j.pmrj.2015.06.005>
138. Kladny, B. (2015). Geschichte der konservativen Wirbelsäulentherapie. *Der Unfallchirurg*, 118(S1), 12-18. <https://doi.org/10.1007/s00113-015-0098-4>
139. Klingler, W., Velders, M., Hoppe, K., Pedro, M., & Schleip, R. (2014). Clinical Relevance of Fascial Tissue and Dysfunctions. *Current Pain and Headache Reports*, 18(8). <https://doi.org/10.1007/s11916-014-0439-y>
140. Klous, M., Mikulic, P., & Latash, M. L. (2011). Two aspects of feedforward postural control: Anticipatory postural adjustments and anticipatory synergy adjustments. *Journal of Neurophysiology*, 105(5), 2275-2288. <https://doi.org/10.1152/jn.00665.2010>
141. Koch, C., & Hänsel, F. (2019). Non-specific Low Back Pain and Postural Control During Quiet Standing—A Systematic Review. *Frontiers in Psychology*, 10, 586. <https://doi.org/10.3389/fpsyg.2019.00586>
142. Krause, F., Wilke, J., Vogt, L., & Banzer, W. (2016). Intermuscular force transmission along myofascial chains: A systematic review. *Journal of Anatomy*, 228(6), 910-918. <https://doi.org/10.1111/joa.12464>
143. Krishnan, V., Latash, M. L., & Aruin, A. S. (2012). Early and late components of feed-forward postural adjustments to predictable perturbations. *Clinical Neurophysiology*, 123(5), 1016-1026. <https://doi.org/10.1016/j.clinph.2011.09.014>
144. Kruchinin, P. (2014). MECHANICAL MODELS OF STABILOMETRY. *Russian Journal of Biomechanics*, 18(2), 158-166.
145. Ku, P. X., Abu Osman, N. A., Yusof, A., & Wan Abas, W. A. B. (2012). Biomechanical evaluation of the relationship between postural control and body mass index. *Journal of Biomechanics*, 45(9), 1638-1642. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2012.03.029>
146. Kumka, M., & Bonar, J. (2012). Fascia: A morphological description and classification system based on a literature review. *The Journal of the Canadian Chiropractic Association*, 56(3), 179-191.
147. Lafond, D., Champagne, A., Descarreaux, M., Dubois, J.-D., Prado, J. M., & Duarte, M. (2009). Postural control during prolonged standing in persons with chronic low back pain. *Gait & Posture*, 29(3), 421-427. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2008.10.064>
148. Landis, J. R., & Koch, G. G. (1977). The Measurement of Observer Agreement for Categorical Data. *Biometrics*, 33(1), 159. <https://doi.org/10.2307/2529310>
149. Lascurain-Aguirrebeña, I., Newham, D., & Critchley, D. J. (2016). Mechanism of Action of Spinal Mobilizations: A Systematic Review. *SPINE*, 41(2), 159-172. <https://doi.org/10.1097/BRS.0000000000001151>
150. Le Bozec, S., Bouisset, S., & Ribreau, C. (2008). Postural control in isometric ramp pushes: The role of Consecutive Postural Adjustments (CPAs). *Neuroscience Letters*, 448(3), 250-254. <https://doi.org/10.1016/j.neulet.2008.10.047>
151. Le Goïc, M. (2013). *Etude du controle postural chez l'homme: Analyse*

des facteurs neurophysiologiques, biomécaniques et cognitifs, impliqués dans les 500 premières millisecondes d'une chute. Université Paris Descartes.

152. Lederman, E. (2011). The fall of the postural-structural-biomechanical model in manual and physical therapies: Exemplified by lower back pain. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, 15(2), 131-138. <https://doi.org/10.1016/j.jbmt.2011.01.011>

153. Lee, D., & Lishman, J. (1977). Vision - The most efficient source of proprioceptive information for balance control. *Agressologie*, 18(A), 83-94.

154. Lee, D. N., & Lishman, J. R. (1975). Visual proprioceptive control of stance. *Journal of Human Movement Studies*, 1, 87-95.

155. Leitner, C., Mair, P., Paul, B., Wick, F., Mittermaier, C., Sycha, T., & Ebenbichler, G. (2009). Reliability of posturographic measurements in the assessment of impaired sensorimotor function in chronic low back pain. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 19(3), 380-390. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2007.09.007>

156. Lelard, T., Krystkowiak, P., Montalan, B., Longin, E., Buccioni, G., Ahmaidi, S., ... Mouras, H. (2014). Influence of postural threat on postural responses to aversive visual stimuli. *Behavioural Brain Research*, 266, 137-145. <https://doi.org/10.1016/j.bbr.2014.02.051>

157. Li, L., & Ginty, D. D. (2014). The structure and organization of lanceolate mechanosensory complexes at mouse hair follicles. *ELife*, 3. <https://doi.org/10.7554/eLife.01901>

158. Littlejohn, J. M. (1975). *The Fundamentals of Osteopathic Technique*. Retrieved from <https://books.google.es/books?id=RGllGwAACAAJ>

159. Littlejohn, J. M., Wernham, J., Hall, T. E., & Maidstone College of Osteopathy. (1978). *The Mechanics of the Spine and Pelvis*. Retrieved from <https://books.google.es/books?id=LRx0GwAACAAJ>

160. Lomas Vega, R., & López Ruiz, M. ^{ac}. (2005). Estabilometría y calidad de vida en las algias vertebrales. Un estudio transversal analítico. *Fisioterapia*, 27(3), 129-137. [https://doi.org/10.1016/S0211-5638\(05\)73428-3](https://doi.org/10.1016/S0211-5638(05)73428-3)

161. Loram, I. D., Maganaris, C. N., & Lakie, M. (2007). The passive, human calf muscles in relation to standing: The non-linear decrease from short range to long range stiffness: Passive muscle properties in standing. *The Journal of Physiology*, 584(2), 661-675. <https://doi.org/10.1113/jphysiol.2007.140046>

162. Lucas, N., & Bogduk, N. (2011). Diagnostic reliability in osteopathic medicine. *International Journal of Osteopathic Medicine*, 14(2), 43-47. <https://doi.org/10.1016/j.ijosm.2011.01.001>

163. Lunghi, C., Tozzi, P., & Fusco, G. (2016). The biomechanical model in manual therapy: Is there an ongoing crisis or just the need to revise the underlying concept and application? *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, 20(4), 784-799. <https://doi.org/10.1016/j.jbmt.2016.01.004>

164. Magnus, R. (1926). On Some Results of Studies in the Physiology of Posture. *The Lancet*, 531-536. Retrieved from <https://www.mouritz.co.uk/Mouritzpdfs/magnuslancet1926.pdf>

165. Maigne, J.-Y., & Guillon, F. (2000). Highlighting of intervertebral movements and variations of intradiskal pressure during lumbar spine manipulation: A feasibility study. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*, 23(8), 531-535. <https://doi.org/10.1067/mmt.2000.109679>

166. Maigne, J.-Y., & Vautravers, P. (2003). Mechanism of action of spinal manipulative therapy. *Joint Bone Spine*, 70(5), 336-341. [https://doi.org/10.1016/S1297-319X\(03\)00074-5](https://doi.org/10.1016/S1297-319X(03)00074-5)

167. Maki, B. E., & McIlroy, W. E. (1997). The Role of Limb Movements in Maintaining Upright Stance: The "Change-in-Support" Strategy. *Physical Therapy*, 77(5), 488-507. <https://doi.org/10.1093/ptj/77.5.488>
168. Manchikanti, L., Singh, V., Datta, S., Cohen, S. P., Hirsch, J. A., & American Society of Interventional Pain Physicians. (2009). Comprehensive review of epidemiology, scope, and impact of spinal pain. *Pain Physician*, 12(4), E35-70.
169. Manni, E., Draicchio, F., Pettorossi, V. E., Carobi, C., Grassi, S., Bortolami, R., & Lucchi, M. L. (1989). On the nature of the afferent fibers of oculomotor nerve. *Archives Italiennes De Biologie*, 127(2), 99-108.
170. Masi, A. T., & Hannon, J. C. (2008). Human resting muscle tone (HRMT): Narrative introduction and modern concepts. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, 12(4), 320-332. <https://doi.org/10.1016/j.jbmt.2008.05.007>
171. Massion, J. (1994). Postural control system. *Current Opinion in Neurobiology*, 4(6), 877-887. [https://doi.org/10.1016/0959-4388\(94\)90137-6](https://doi.org/10.1016/0959-4388(94)90137-6)
172. Massion, J. (1998). Postural Control Systems in Developmental Perspective. *Neuroscience & Biobehavioral Reviews*, 22(4), 465-472. [https://doi.org/10.1016/S0149-7634\(97\)00031-6](https://doi.org/10.1016/S0149-7634(97)00031-6)
173. Mathurin, B. (2005). Le test des rotateurs: recherche de l'asymétrie tonique segmentaire. In *Posture et équilibre, Bipédie, contrôle postural et représentation corticale*. Marseille: Solal.
174. Maurer, C., Mergner, T., Bolha, B., & Hlavacka, F. (2001). Human balance control during cutaneous stimulation of the plantar soles. *Neuroscience Letters*, 302(1), 45-48. [https://doi.org/10.1016/S0304-3940\(01\)01655-X](https://doi.org/10.1016/S0304-3940(01)01655-X)
175. Mazaheri, M., Coenen, P., Parnianpour, M., Kiers, H., & van Dieën, J. H. (2013). Low back pain and postural sway during quiet standing with and without sensory manipulation: A systematic review. *Gait & Posture*, 37(1), 12-22. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2012.06.013>
176. McCall, A. A., Miller, D. M., & Yates, B. J. (2017). Descending Influences on Vestibulospinal and Vestibul sympathetic Reflexes. *Frontiers in Neurology*, 8. <https://doi.org/10.3389/fneur.2017.00112>
177. Memari, S., Do, M. C., Le Bozec, S., & Bouisset, S. (2013). The Consecutive Postural Adjustments (CPAs) that follow foot placement in single stepping. *Neuroscience Letters*, 543, 32-36. <https://doi.org/10.1016/j.neulet.2013.02.061>
178. Mergner, T., & Rosemeier, T. (1998). Interaction of vestibular, somatosensory and visual signals for postural control and motion perception under terrestrial and microgravity conditions—a conceptual model. *Brain Research Reviews*, 28(1-2), 118-135. [https://doi.org/10.1016/S0165-0173\(98\)00032-0](https://doi.org/10.1016/S0165-0173(98)00032-0)
179. Mezières, F. (1947). *La gymnastique statique*. Paris: Vuibert.
180. Miles, W. (1922). *Static equilibrium as a useful test of motor control*. 3, 316-331.
181. Mitchell, S. W., & Morris, J. L. (1886). THE TENDON-JERK AND MUSCLE-JERK IN DISEASE, AND ESPECIALLY IN POSTERIOR SCLEROSIS: *The American Journal of the Medical Sciences*, 184, 363-372. <https://doi.org/10.1097/00000441-188610000-00003>
182. Mittelstaedt, H. (1998). Origin and processing of postural information. *Neuroscience & Biobehavioral Reviews*, 22(4), 473-478. [https://doi.org/10.1016/S0149-7634\(97\)00032-8](https://doi.org/10.1016/S0149-7634(97)00032-8)
183. Morasso, P. G., & Schieppati, M. (1999). Can Muscle Stiffness Alone Stabilize Upright Standing? *Journal of Neurophysiology*, 82(3), 1622-1626. <https://doi.org/10.1152/jn.1999.82.3.1622>

184. Morin, P.-O., Bourgeois, F., & Viseu, J.-P. (2019, January 27). *Stabilometric objectification of pelvic instabilities discriminated against by the Unipodal Pelvic Stability Test (UPST)*. Presented at the XXVI Journées de Posturologie Clinique, Paris. <https://doi.org/10.1016/j.neucli.2019.01.025>
185. Myers, T. (2001). *Anatomy trains: myofascial meridians for manual and movement therapists*. Edinburgh: Churchill Livingstone.
186. Myers, T. W. (1997a). The 'anatomy trains'. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, 1(2), 91-101. [https://doi.org/10.1016/S1360-8592\(97\)80010-1](https://doi.org/10.1016/S1360-8592(97)80010-1)
187. Myers, T. W. (1997b). The 'anatomy trains': Part 2. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, 1(3), 135-145. [https://doi.org/10.1016/S1360-8592\(97\)80031-9](https://doi.org/10.1016/S1360-8592(97)80031-9)
188. Najm, W. I., Seffinger, M. A., Mishra, S. I., Dickerson, V. M., Adams, A., Reinsch, S., ... Goodman, A. F. (2003). Content validity of manual spinal palpatory exams - A systematic review. *BMC Complementary and Alternative Medicine*, 3(1). <https://doi.org/10.1186/1472-6882-3-1>
189. Nakashima, H., Yukawa, Y., Suda, K., Yamagata, M., Ueta, T., & Kato, F. (2015). Abnormal Findings on Magnetic Resonance Images of the Cervical Spines in 1211 Asymptomatic Subjects: *Spine*, 40(6), 392-398. <https://doi.org/10.1097/BRS.0000000000000775>
190. Nashner, L., & Berthoz, A. (1978). Visual contribution to rapid motor responses during postural control. *Brain Research*, 150(2), 403-407. [https://doi.org/10.1016/0006-8993\(78\)90291-3](https://doi.org/10.1016/0006-8993(78)90291-3)
191. Nashner, Lewis M., & McCollum, G. (1985). The organization of human postural movements: A formal basis and experimental synthesis. *Behavioral and Brain Sciences*, 8(01), 135. <https://doi.org/10.1017/S0140525X00020008>
192. Nashner, Lewis Michael. (1970). *Sensory feedback in human posture control* (Massachusetts Institute of Technology). Retrieved from <http://hdl.handle.net/1721.1/13805>
193. Nashner, L.M. (1977). Fixed patterns of rapid postural responses among leg muscles during stance. *Experimental Brain Research*, 30(1). <https://doi.org/10.1007/BF00237855>
194. NCBI. (2015). National Center for Biotechnology Information (NCBI). Medical Subject Headings (MeSH): Quasi experimental study. Retrieved 9 April 2019, from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/mesh/?term=quasi+experimental+study>
195. Nguyen, P., Cremades, F., & Gatelet, C. (2014). Test du maintien pelvien (TMP), degré de concordance. *Neurophysiologie Clinique/Clinical Neurophysiology*, 44(1), 140-141. <https://doi.org/10.1016/j.neucli.2013.10.096>
196. Njiokiktjien, C., & Folkerts, J. F. (1971). Displacement of the body's centre of gravity at galvanic stimulation of the labyrinth. *Confinia Neurologica*, 33(1), 46-54.
197. Nobili, A., & Adversi, R. (1996). Relationship Between Posture and Occlusion: A Clinical and Experimental Investigation. *CRANIO®*, 14(4), 274-285. <https://doi.org/10.1080/08869634.1996.11745978>
198. Norré, M. E. (1990). Posture in otoneurology. Volume I. *Acta Oto-Rhino-Laryngologica Belgica*, 44(2), 55-181.
199. Nota, A., Tecco, S., Ehsani, S., Padulo, J., & Baldini, A. (2017). Postural stability in subjects with temporomandibular disorders and healthy controls: A comparative assessment. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 37, 21-24. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2017.08.006>
200. Okubo, J., Watanabe, I., & Baron, J. (1980). Study on influences of the

plantar mechanoreceptor on body sways. *Agressologie*, 21(D), 61-69.

201. Olivier, I., Palluel, E., Nougier, V., & Assaiante, C. (2013). Évolution des stratégies posturales de l'enfance à l'adolescence. *Emc Podologie*, in press. Retrieved from <https://hal.archives-ouvertes.fr/hal-00857261>

202. Olivo, S., Bravo, J., Magee, D., Thie, N., Major, P., & Flores-Mir, C. (2006). The association between head and cervical posture and temporomandibular disorders: a systematic review. *Journal of Orofacial Pain*, 20(1), 9-23.

203. Paget, J. (1867). Clinical Lecture on Cases that Bone-Setters Cure. *BMJ*, 1(314), 1-4. <https://doi.org/10.1136/bmj.1.314.1>

204. Palomino Aguado, B., Jiménez Cosmes, L., & Ferrero Méndez, A. (2010). El dolor lumbar en el año 2009. *Rehabilitación*, 44(1), 69-81. <https://doi.org/10.1016/j.rh.2009.09.009>

205. Park, S., Horak, F. B., & Kuo, A. D. (2004). Postural feedback responses scale with biomechanical constraints in human standing. *Experimental Brain Research*, 154(4), 417-427. <https://doi.org/10.1007/s00221-003-1674-3>

206. Parsons, J., Marcer, N., Fielding, S., Molinari, R., & Williams, A. (2009). *Osteopatía: Modelos de diagnóstico, tratamiento y práctica*. Madrid: Elsevier.

207. Peck, E., Chomko, G., Gaz, D. V., & Farrell, A. M. (2014). The Effects of Stretching on Performance: *Current Sports Medicine Reports*, 13(3), 179-185. <https://doi.org/10.1249/JSR.0000000000000052>

208. Penfield, W., & Rasmussen, T. (1950). *Cerebral Cortex of Man: A clinical study of localization of function* (1st ed.). New York: McMillan.

209. Pereira, C., Silva, R. A. da, de Oliveira, M. R., Souza, R. D. N., Borges, R. J., & Vieira, E. R. (2018). Effect of body mass index and fat mass on balance force platform measurements during a one-legged stance in older adults. *Aging Clinical and Experimental Research*, 30(5), 441-447. <https://doi.org/10.1007/s40520-017-0796-6>

210. Perinetti, G. (2006). Dental occlusion and body posture: No detectable correlation. *Gait & Posture*, 24(2), 165-168. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2005.07.012>

211. Perinetti, G., Türp, J. C., Primožič, J., Di Lenarda, R., & Contardo, L. (2011). Associations between the masticatory system and muscle activity of other body districts. A meta-analysis of surface electromyography studies. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 21(6), 877-884. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2011.05.014>

212. Pettman, E. (2007). A History of Manipulative Therapy. *Journal of Manual & Manipulative Therapy*, 15(3), 165-174. <https://doi.org/10.1179/106698107790819873>

213. Petzold, R., & Thieme, H. (2016). Aktuelle Evidenz der Reliabilität und Validität klinischer Tests zur Evaluation der Bewegungskontrolle bei lumbalen Rückenschmerzen. *manuelletherapie*, 20(04), 179-189. <https://doi.org/10.1055/s-0042-112274>

214. Peultier, L., Lion, A., Chary-Valckenaere, I., Loeuille, D., Zhang, Z., Rat, A.-C., ... Perrin, P. P. (2017). Influence of meteorological elements on balance control and pain in patients with symptomatic knee osteoarthritis. *International Journal of Biometeorology*, 61(5), 903-910. <https://doi.org/10.1007/s00484-016-1269-x>

215. Pickar, J. G., & Bolton, P. S. (2012). Spinal manipulative therapy and somatosensory activation. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 22(5), 785-794. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2012.01.015>

216. Priplata, A. A., Niemi, J. B., Harry, J. D., Lipsitz, L. A., & Collins, J. J.

(2003). Vibrating insoles and balance control in elderly people. *The Lancet*, 362(9390), 1123-1124. [https://doi.org/10.1016/S0140-6736\(03\)14470-4](https://doi.org/10.1016/S0140-6736(03)14470-4)

217. Proske, U., & Morgan, D. L. (1999). Do cross-bridges contribute to the tension during stretch of passive muscle? *Journal of Muscle Research and Cell Motility*, 20(5-6), 433-442.

218. Proske, Uwe, & Gandevia, S. C. (2012). The proprioceptive senses: Their roles in signaling body shape, body position and movement, and muscle force. *Physiological Reviews*, 92(4), 1651-1697. <https://doi.org/10.1152/physrev.00048.2011>

219. Proske, Uwe, Morgan, D. L., & Gregory, J. E. (1993). Thixotropy in skeletal muscle and in muscle spindles: A review. *Progress in Neurobiology*, 41(6), 705-721. [https://doi.org/10.1016/0301-0082\(93\)90032-N](https://doi.org/10.1016/0301-0082(93)90032-N)

220. Przekoracka-Krawczyk, A., Nawrot, P., Czańska, M., & Michalak, K. P. (2014). Impaired body balance control in adults with strabismus. *Vision Research*, 98, 35-45. <https://doi.org/10.1016/j.visres.2014.03.008>

221. Radebold, A., Cholewicki, J., Polzhofer, G. K., & Greene, H. S. (2001). Impaired postural control of the lumbar spine is associated with delayed muscle response times in patients with chronic idiopathic low back pain. *Spine*, 26(7), 724-730.

222. Rea, P. (2015). Spinal Tracts - Ascending/Sensory Pathways. In *Essential Clinical Anatomy of the Nervous System* (pp. 133-160). <https://doi.org/10.1016/B978-0-12-802030-2.00008-X>

223. Rein, S., Hagert, E., Hanisch, U., Lwowski, S., Fieguth, A., & Zwipp, H. (2013). Immunohistochemical Analysis of Sensory Nerve Endings in Ankle Ligaments: A Cadaver Study. *Cells Tissues Organs*, 197(1), 64-76. <https://doi.org/10.1159/000339877>

224. Reznik, M. (1996). [Structure and functions of the cutaneous nervous system]. *Pathologie-Biologie*, 44(10), 831-837.

225. Ries, L. G. K., & Bérzin, F. (2008). Analysis of the postural stability in individuals with or without signs and symptoms of temporomandibular disorder. *Brazilian Oral Research*, 22(4), 378-383.

226. Rocha, C. P., Croci, C. S., & Caria, P. H. F. (2013). Is there relationship between temporomandibular disorders and head and cervical posture? A systematic review. *Journal of Oral Rehabilitation*, 40(11), 875-881. <https://doi.org/10.1111/joor.12104>

227. Rojhani-Shirazi, Z., Amirian, S., & Meftahi, N. (2015). Effects of Ankle Kinesio Taping on Postural Control in Stroke Patients. *Journal of Stroke and Cerebrovascular Diseases*, 24(11), 2565-2571. <https://doi.org/10.1016/j.jstrokecerebrovasdis.2015.07.008>

228. Roll, R., Kavounoudias, A., & Roll, J.-P. (2002). Cutaneous afferents from human plantar sole contribute to body posture awareness. *Neuroreport*, 13(15), 1957-1961.

229. Romick-Allen, R., & Schultz, A. B. (1988). Biomechanics of reactions to impending falls. *Journal of Biomechanics*, 21(7), 591-600. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(88\)90222-9](https://doi.org/10.1016/0021-9290(88)90222-9)

230. Rosa, D. P., Borstad, J. D., Pogetti, L. S., & Camargo, P. R. (2017). Effects of a stretching protocol for the pectoralis minor on muscle length, function, and scapular kinematics in individuals with and without shoulder pain. *Journal of Hand Therapy*, 30(1), 20-29. <https://doi.org/10.1016/j.jht.2016.06.006>

231. Roussel, N. A., Nijs, J., Truijen, S., Smeuninx, L., & Stassijns, G. (2007). Low Back Pain: Clinimetric Properties of the Trendelenburg Test, Active Straight

- Leg Raise Test, and Breathing Pattern During Active Straight Leg Raising. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*, 30(4), 270-278. <https://doi.org/10.1016/j.jmpt.2007.03.001>
232. Ruggiero, S. A., Frost, L. R., Vallis, L. A., & Brown, S. H. M. (2016). Effect of short-term application of kinesio tape on the flexion-relaxation phenomenon, trunk postural control and trunk repositioning in healthy females. *Journal of Sports Sciences*, 34(9), 862-870. <https://doi.org/10.1080/02640414.2015.1076164>
233. Ruhe, A., Fejer, R., & Walker, B. (2011). Is there a relationship between pain intensity and postural sway in patients with non-specific low back pain? *BMC Musculoskeletal Disorders*, 12(1). <https://doi.org/10.1186/1471-2474-12-162>
234. Ruhe, A., Fejer, R., & Walker, B. (2012). Pain relief is associated with decreasing postural sway in patients with non-specific low back pain. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 13(1). <https://doi.org/10.1186/1471-2474-13-39>
235. Ruhe, A., Fejer, R., & Walker, B. (2013). Does postural sway change in association with manual therapeutic interventions? A review of the literature. *Chiropractic & Manual Therapies*, 21(1), 9. <https://doi.org/10.1186/2045-709X-21-9>
236. Sakaguchi, K., Mehta, N. R., Abdallah, E. F., Forgione, A. G., Hirayama, H., Kawasaki, T., & Yokoyama, A. (2007). Examination of the Relationship Between Mandibular Position and Body Posture. *CRANIO®*, 25(4), 237-249. <https://doi.org/10.1179/crn.2007.037>
237. Sasaki, O., Gagey, P.-M., Ouaknine, A. M., Martinerie, J., Le Van Quyen, M., Toupet, M., & L'Heritier, A. (2001). Nonlinear analysis of orthostatic posture in patients with vertigo or balance disorders. *Neuroscience Research*, 41(2), 185-192. [https://doi.org/10.1016/S0168-0102\(01\)00276-0](https://doi.org/10.1016/S0168-0102(01)00276-0)
238. Scheibel, A., Exposito, M., Gagey, P. M., & Weber, B. (2013). Concordance entre deux évaluations cliniques du tonus postural, le test des rotateurs et le test de piétinement de Fukuda. *Terapia Manual*, 11(52), 153-158.
239. Schleip, R. (2003a). Fascial plasticity - a new neurobiological explanation: Part 1. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, 7(1), 11-19. [https://doi.org/10.1016/S1360-8592\(02\)00067-0](https://doi.org/10.1016/S1360-8592(02)00067-0)
240. Schleip, R. (2003b). Fascial plasticity - a new neurobiological explanation Part 2. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, 7(2), 104-116. [https://doi.org/10.1016/S1360-8592\(02\)00076-1](https://doi.org/10.1016/S1360-8592(02)00076-1)
241. Schleip, R., Naylor, I. L., Ursu, D., Melzer, W., Zorn, A., Wilke, H.-J., ... Klingler, W. (2006). Passive muscle stiffness may be influenced by active contractility of intramuscular connective tissue. *Medical Hypotheses*, 66(1), 66-71. <https://doi.org/10.1016/j.mehy.2005.08.025>
242. Schmuckler, M. A. (2017). Postural response to predictable and nonpredictable visual flow in children and adults. *Journal of Experimental Child Psychology*, 163, 32-52. <https://doi.org/10.1016/j.jecp.2017.06.005>
243. Scoppa, F., Capra, R., Gallamini, M., & Shiffer, R. (2013). Clinical stabilometry standardization. *Gait & Posture*, 37(2), 290-292. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2012.07.009>
244. Shanbehzadeh, S., Salavati, M., Talebian, S., Khademi-Kalantari, K., & Tavahomi, M. (2018). Attention demands of postural control in non-specific chronic low back pain subjects with low and high pain-related anxiety. *Experimental Brain Research*. <https://doi.org/10.1007/s00221-018-5267-6>
245. Shankland, W. E. (2000). The Trigeminal Nerve. Part I: An Over-View. *CRANIO®*, 18(4), 238-248. <https://doi.org/10.1080/08869634.2000.11746137>

246. Sherrington, C. S. (1911). *The integrative action of the nervous system*. <https://doi.org/10.1037/13798-000>
247. Simons, G. D., & Mense, S. (1998). Understanding and measurement of muscle tone as related to clinical muscle pain: *Pain*, 75(1), 1-17. [https://doi.org/10.1016/S0304-3959\(97\)00102-4](https://doi.org/10.1016/S0304-3959(97)00102-4)
248. Sipko, T., Chantsoulis, M., & Kuczyński, M. (2010). Postural control in patients with lumbar disc herniation in the early postoperative period. *European Spine Journal*, 19(3), 409-414. <https://doi.org/10.1007/s00586-009-1082-x>
249. Smith, A. R. (2007). Manual Therapy: The Historical, Current, and Future Role in the Treatment of Pain. *The Scientific World JOURNAL*, 7, 109-120. <https://doi.org/10.1100/tsw.2007.14>
250. Sobera, M., Siedlecka, B., & Syczewska, M. (2011). Posture control development in children aged 2-7 years old, based on the changes of repeatability of the stability indices. *Neuroscience Letters*, 491(1), 13-17. <https://doi.org/10.1016/j.neulet.2010.12.061>
251. Sobera, M., & Stodółka, J. (2017). Symmetry of lower limb loading in healthy adults during normal and abnormal stance. *Acta of Bioengineering and Biomechanics*; 03/2017; ISSN 1509-409X. <https://doi.org/10.5277/abb-00712-2016-02>
252. Söhsten, E., Bittar, R. S. M., & Staab, J. P. (2016). Posturographic profile of patients with persistent postural-perceptual dizziness on the sensory organization test. *Journal of Vestibular Research*, 26(3), 319-326. <https://doi.org/10.3233/VES-160583>
253. Soliman, E. S., Shousha, T. M., & Alayat, M. S. (2017). The effect of pain severity on postural stability and dynamic limits of stability in chronic low back pain. *Journal of Back and Musculoskeletal Rehabilitation*, 30(5), 1023-1029. <https://doi.org/10.3233/BMR-169588>
254. Souchard, P. (2011). *Rééducation Posturale Globale*. <https://doi.org/10.1016/B978-2-294-71296-8.X0001-0>
255. Souza, J. A., Pasinato, F., Corrêa, E. C. R., & da Silva, A. M. T. (2014). Global Body Posture and Plantar Pressure Distribution in Individuals With and Without Temporomandibular Disorder: A Preliminary Study. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*, 37(6), 407-414. <https://doi.org/10.1016/j.jmpt.2014.04.003>
256. Stapley, P. J., Beretta, M. V., Toffola, E. D., & Schieppati, M. (2006). Neck muscle fatigue and postural control in patients with whiplash injury. *Clinical Neurophysiology*, 117(3), 610-622. <https://doi.org/10.1016/j.clinph.2005.11.007>
257. Stecco, A., Gesi, M., Stecco, C., & Stern, R. (2013). Fascial Components of the Myofascial Pain Syndrome. *Current Pain and Headache Reports*, 17(8). <https://doi.org/10.1007/s11916-013-0352-9>
258. Steindler, Arthur. (1955). *Kinesiology of the human body under normal and pathological conditions*. Springfield, Illinois: Charles C Thomas. /z-wcorg/.
259. Stoffregen, T. A. (1986). The role of optical velocity in the control of stance. *Perception & Psychophysics*, 39(5), 355-360. <https://doi.org/10.3758/BF03203004>
260. Strimpakos, N. (2011). The assessment of the cervical spine. Part 1: Range of motion and proprioception. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, 15(1), 114-124. <https://doi.org/10.1016/j.jbmt.2009.06.003>
261. Strzalkowski, N. D. J., Ali, R. A., & Bent, L. R. (2017). The firing characteristics of foot sole cutaneous mechanoreceptor afferents in response to vibration stimuli. *Journal of Neurophysiology*, 118(4), 1931-1942.

<https://doi.org/10.1152/jn.00647.2016>

262. Suzuki, Y., Nomura, T., Casadio, M., & Morasso, P. (2012). Intermittent control with ankle, hip, and mixed strategies during quiet standing: A theoretical proposal based on a double inverted pendulum model. *Journal of Theoretical Biology*, 310, 55-79. <https://doi.org/10.1016/j.jtbi.2012.06.019>

263. Tagliabue, M., & McIntyre, J. (2012). Eye-hand coordination when the body moves: Dynamic egocentric and exocentric sensory encoding. *Neuroscience Letters*, 513(1), 78-83. <https://doi.org/10.1016/j.neulet.2012.02.011>

264. Tardieu, C., Dumitrescu, M., Giraudeau, A., Blanc, J.-L., Cheynet, F., & Borel, L. (2009). Dental occlusion and postural control in adults. *Neuroscience Letters*, 450(2), 221-224. <https://doi.org/10.1016/j.neulet.2008.12.005>

265. Taylor, D. C., Dalton, J. D., Seaber, A. V., & Garrett, W. E. (1990). Viscoelastic properties of muscle-tendon units: The biomechanical effects of stretching. *The American Journal of Sports Medicine*, 18(3), 300-309. <https://doi.org/10.1177/036354659001800314>

266. Thomas, D. P., & Whitney, R. J. (1959). Postural movements during normal standing in man. *Journal of Anatomy*, 93, 524-539.

267. Tidstrand, J., & Horneij, E. (2009). Inter-rater reliability of three standardized functional tests in patients with low back pain. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 10(1). <https://doi.org/10.1186/1471-2474-10-58>

268. Ting, L. H., van Antwerp, K. W., Scrivens, J. E., McKay, J. L., Welch, T. D. J., Bingham, J. T., & DeWeerth, S. P. (2009). Neuromechanical tuning of nonlinear postural control dynamics. *Chaos: An Interdisciplinary Journal of Nonlinear Science*, 19(2), 026111. <https://doi.org/10.1063/1.3142245>

269. Toulon, R. (1956). *Équilibration humaine et évaluation de la posture debout* (1^a). Paris: Maloine.

270. Tozzi, P. (2015). A unifying neuro-fasciagenic model of somatic dysfunction - Underlying mechanisms and treatment - Part I. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, 19(2), 310-326. <https://doi.org/10.1016/j.jbmt.2015.01.001>

271. Treleaven, J. (2008). Sensorimotor disturbances in neck disorders affecting postural stability, head and eye movement control. *Manual Therapy*, 13(1), 2-11. <https://doi.org/10.1016/j.math.2007.06.003>

272. Treleaven, J. (2011). Dizziness, Unsteadiness, Visual Disturbances, and Postural Control: Implications for the Transition to Chronic Symptoms After a Whiplash Trauma. *Spine*, 36, S211-S217. <https://doi.org/10.1097/BRS.0b013e3182387f78>

273. Treleaven, J. (2017). Dizziness, Unsteadiness, Visual Disturbances, and Sensorimotor Control in Traumatic Neck Pain. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 47(7), 492-502. <https://doi.org/10.2519/jospt.2017.7052>

274. Tsaklis, P., Karlsson, J., Grooten, W., & Ång, B. (2008). A Combined Sensorimotor Skill and Strength Training Program Improves Postural Steadiness in Rhythmic Sports Athletes. *Human Movement*, 9(1). <https://doi.org/10.2478/v10038-008-0006-7>

275. Tsertsvadze, A., Clar, C., Court, R., Clarke, A., Mistry, H., & Sutcliffe, P. (2014). Cost-Effectiveness of Manual Therapy for the Management of Musculoskeletal Conditions: A Systematic Review and Narrative Synthesis of Evidence From Randomized Controlled Trials. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*, 37(6), 343-362. <https://doi.org/10.1016/j.jmpt.2014.05.001>

276. Turo, D., Otto, P., Shah, J. P., Heimur, J., Gebreab, T., Zaazhoa, M., ...

- Sikdar, S. (2013). Ultrasonic characterization of the upper trapezius muscle in patients with chronic neck pain. *Ultrasonic Imaging*, 35(2), 173-187. <https://doi.org/10.1177/0161734612472408>
277. Twomey, L. T. (1992). A rationale for the treatment of back pain and joint pain by manual therapy. *Physical Therapy*, 72(12), 885-892.
278. Van Der Fits, I. B. M., & Hadders-Algra, M. (1998). The Development of Postural Response Patterns During Reaching in Healthy Infants. *Neuroscience & Biobehavioral Reviews*, 22(4), 521-526. [https://doi.org/10.1016/S0149-7634\(97\)00039-0](https://doi.org/10.1016/S0149-7634(97)00039-0)
279. van Soest, A. J. "Knoek", & Rozendaal, L. A. (2008). The inverted pendulum model of bipedal standing cannot be stabilized through direct feedback of force and contractile element length and velocity at realistic series elastic element stiffness. *Biological Cybernetics*, 99(1), 29-41. <https://doi.org/10.1007/s00422-008-0240-2>
280. Verbecque, E., Vereeck, L., & Hallemans, A. (2016). Postural sway in children: A literature review. *Gait & Posture*, 49, 402-410. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2016.08.003>
281. Verhaeghe, N., Schepers, J., van Dun, P., & Annemans, L. (2018). Osteopathic care for low back pain and neck pain: A cost-utility analysis. *Complementary Therapies in Medicine*, 40, 207-213. <https://doi.org/10.1016/j.ctim.2018.06.001>
282. Vernon, H., Humphreys, K., & Hagino, C. (2007). Chronic Mechanical Neck Pain in Adults Treated by Manual Therapy: A Systematic Review of Change Scores in Randomized Clinical Trials. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*, 30(3), 215-227. <https://doi.org/10.1016/j.jmpt.2007.01.014>
283. Vierordt, K. (1860). *Gründriss der Physiologie des menschen* (1^a ed). Verlag von Meidinger Sohn & Comp.
284. Villeneuve, P., & Parpay, S. (1991). Examen clinique postural. *Revue de Podologie*, 59, 37-44.
285. Vincent-Smith, B., & Gibbons, P. (1999). Inter-examiner and intra-examiner reliability of the standing flexion test. *Manual Therapy*, 4(2), 87-93. <https://doi.org/10.1054/math.1999.0173>
286. Viseux, F., Barbier, F., Villeneuve, P., Lemaire, A., Charpentier, P., & Leteneur, S. (2018). Low additional thickness under the toes could change upright balance of healthy subjects. *Neurophysiologie Clinique*, 48(6), 397-400. <https://doi.org/10.1016/j.neucli.2018.08.001>
287. Viseux, F., Lemaire, A., Barbier, F., Charpentier, P., Leteneur, S., & Villeneuve, P. (2019). How can the stimulation of plantar cutaneous receptors improve postural control? Review and clinical commentary. *Neurophysiologie Clinique*. <https://doi.org/10.1016/j.neucli.2018.12.006>
288. Voglar, M., & Sarabon, N. (2014). Kinesio taping in young healthy subjects does not affect postural reflex reactions and anticipatory postural adjustments of the trunk: A pilot study. *Journal of Sports Science & Medicine*, 13(3), 673-679.
289. Vuillerme, N., Spoorbert, C., & Pinsault, N. (2009). Postural adaptation to unilateral hip muscle fatigue during human bipedal standing. *Gait & Posture*, 30(1), 122-125. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2009.03.004>
290. Walsh, E. G. (1992). *Muscles, Masses and Motion*. London: Mac Keith.
291. Walsh, E. G., & Wright, G. W. (1988). POSTURAL THIXOTROPY AT THE HUMAN HIP. *Quarterly Journal of Experimental Physiology*, 73(3), 369-377. <https://doi.org/10.1113/expphysiol.1988.sp003153>

292. Wang, K., McCarter, R., Wright, J., Beverly, J., & Ramirez-Mitchell, R. (1991). Regulation of skeletal muscle stiffness and elasticity by titin isoforms: A test of the segmental extension model of resting tension. *Proceedings of the National Academy of Sciences*, 88(16), 7101-7105. <https://doi.org/10.1073/pnas.88.16.7101>
293. Wang, L.-Y., Liaw, M.-Y., Huang, Y.-C., Lau, Y.-C., Leong, C.-P., Pong, Y.-P., & Chen, C.-L. (2013). Static and dynamic balance performance in patients with osteoporotic vertebral compression fracture. *Journal of Back and Musculoskeletal Rehabilitation*, 26(2), 199-205. <https://doi.org/10.3233/BMR-130369>
294. Welgampola, M., & Colebatch, J. (2001). Vestibulospinal reflexes: Quantitative effects of sensory feedback and postural task. *Experimental Brain Research*, 139(3), 345-353. <https://doi.org/10.1007/s002210100754>
295. Wilke, J., Krause, F., Vogt, L., & Banzer, W. (2016). What Is Evidence-Based About Myofascial Chains: A Systematic Review. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 97(3), 454-461. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2015.07.023>
296. Willis, W. D. (1985). Nociceptive Pathways: Anatomy and Physiology of Nociceptive Ascending Pathways. *Philosophical Transactions of the Royal Society B: Biological Sciences*, 308(1136), 253-268. <https://doi.org/10.1098/rstb.1985.0025>
297. Winter, D. (1995). Human balance and posture control during standing and walking. *Gait & Posture*, 3(4), 193-214. [https://doi.org/10.1016/0966-6362\(96\)82849-9](https://doi.org/10.1016/0966-6362(96)82849-9)
298. Wolpert, D. M., & Kawato, M. (1998). Multiple paired forward and inverse models for motor control. *Neural Networks*, 11(7-8), 1317-1329. [https://doi.org/10.1016/S0893-6080\(98\)00066-5](https://doi.org/10.1016/S0893-6080(98)00066-5)
299. Wong, D. L., & Baker, C. M. (2001). Smiling faces as anchor for pain intensity scales. *Pain*, 89(2-3), 295-300.
300. Wright, A. (1995). Hypoalgesia post-manipulative therapy: A review of a potential neurophysiological mechanism. *Manual Therapy*, 1(1), 11-16. <https://doi.org/10.1054/math.1995.0244>
301. Yamamoto, M., Ishikawa, K., Aoki, M., Mizuta, K., Ito, Y., Asai, M., ... Yoshida, T. (2018). Japanese standard for clinical stabilometry assessment: Current status and future directions. *Auris Nasus Larynx*, 45(2), 201-206. <https://doi.org/10.1016/j.anl.2017.06.006>
302. Yang, F., & Pai, Y.-C. (2010). Role of individual lower limb joints in reactive stability control following a novel slip in gait. *Journal of Biomechanics*, 43(3), 397-404. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2009.10.003>
303. Yilmaz, G. D. (2015). The effect of postural stabilization exercises on pain and function in females with patellofemoral pain syndrome. *ACTA ORTHOPAEDICA et TRAUMATOLOGICA TURCICA*. <https://doi.org/10.3944/AOTT.2015.13.0118>
304. Young, L., Oman, C., Watt, D., Money, K., & Lichtenberg, B. (1984). Spatial orientation in weightlessness and readaptation to earth's gravity. *Science*, 225(4658), 205-208. <https://doi.org/10.1126/science.6610215>
305. Zequera, M., Garavito, L., Sandham, W., Bernal, J. C., Rodríguez, Á., Jiménez, L. C., ... Villa, A. C. (2011). Diabetic Foot Prevention: Repeatability of the Loran Platform Plantar Pressure and Load Distribution Measurements in Nondiabetic Subjects during Bipedal Standing—A Pilot Study. *Journal of Electrical and Computer Engineering*, 2011, 1-14. <https://doi.org/10.1155/2011/136936>





8. ANEXOS

Anexo 1: Cuadro sinóptico de Universidades y sus asignaturas en relación con la medicina manual.

Anexo 2: Escala de valoración Wong-Baker.

Anexo 3: informe del Comité de Ética de la Investigación.

Anexo 4: consentimiento informado del estudio experimental 1.

Anexo 5: consentimiento informado del estudio experimental 2.

Anexo 6: valorización de la tesis.

Anexo 7: permisos de reproducción de las figuras expuestas.

Anexo 1: Cuadro sinóptico de Universidades y sus asignaturas en relación con la medicina manual.

UNIVERSIDAD	TÍTULO	TERAPIA MANUAL	MEDICINA FÍSICA	ASIGNATURA
Pompeu Fabra	Grado en Fisioterapia	No refiere		
	Grado en Medicina	No	No	
Pública de Navarra	Grado en Fisioterapia	Sí		- Terapia manual estructural.
	Grado en Medicina	No	Sí refiere	- COT-Rehabilitación
Pontificia de Comillas	Grado en Fisioterapia	Sí		- Fisioterapia osteoarticular y deportiva. - Métodos específicos en fisioterapia IV: osteopatía y terapias manuales
Cardenal Herrera-CEU	Grado en Fisioterapia	No		
Cardenal Herrera-CEU (Elche)	Grado en Fisioterapia	No		
	Grado en Medicina (Castellón)	No	No	
	Grado en Medicina (Moncada)	No	No	
Córdoba	Grado en Fisioterapia	Sí		- Terapia manual I - Terapia manual II
	Grado en Medicina	No	Sí	- Rehabilitación
La Laguna	Grado en Fisioterapia	No		
	Grado en Medicina	No	Sí	- Radiología y Medicina Física General. - Rehabilitación Médica.
A Coruña	Grado en Fisioterapia	Sí		- Fisioterapia manual y osteopática I. - Fisioterapia manual y osteopática II.
Vigo	Grado en Fisioterapia	Sí		- Fisioterapia manipulativa articular.
Sevilla	Grado en Fisioterapia	Sí		- Fisioterapia manipulativa.
	Grado en Medicina	No	Sí	- Rehabilitación Médica.

Granada	Grado en Fisioterapia	No		
	Grado en Medicina	No	Sí	- Radiología y Medicina Física.
del País Vasco	Grado en Fisioterapia	No		
	Grado en Medicina	No	Sí	- Radiología y Medicina Física I. - Radiología y Medicina Física II.
Málaga	Grado en Fisioterapia	No		
	Grado en Medicina	No	No	
Salamanca	Grado en Fisioterapia	No		
	Grado en Medicina	No	Sí	- Radioterapia y Rehabilitación.
Complutense de Madrid	Grado en Fisioterapia	No		
	Grado en Medicina	No	Sí	- Medicina Física y Rehabilitación.
Cádiz	Grado en Fisioterapia	No		
	Grado en Medicina	No	Sí	- Radiología y Medicina Física. Protección Radiológica. - Rehabilitación.
Extremadura	Grado en Fisioterapia	No		
	Grado en Medicina	No	Sí	- Radiología Clínica y Medicina Física.
Alcalá	Grado en Fisioterapia	No		
	Grado en Medicina	No	Sí	- Traumatología y Ortopedia. Medicina Física y Rehabilitación.
	Grado en Medicina (Centro Universitario de la Defensa)	No	Sí	- Traumatología y Ortopedia. Medicina Física y Rehabilitación.
Oviedo	Grado en Fisioterapia	No		
	Grado en Medicina	No	Sí	- Rehabilitación Médica.
Las Palmas de Gran Canaria	Grado en Fisioterapia	No		
	Grado en Medicina	No	Sí	- Fundamentos de la Rehabilitación y Medicina Física.
Rey Juan Carlos	Grado en Fisioterapia	No		

	Grado en Medicina	No	Sí	- Principios de Medicina Física y Rehabilitación.
Valencia	Grado en Fisioterapia	Sí		- Terapia osteopática.
	Grado en Medicina	No	Sí	- Radiología clínica, Medicina Física y Rehabilitación.
Murcia	Grado en Fisioterapia	Sí		- Terapia manual de la espalda y ejercicio físico. - Fisioterapia manipulativa articular.
	Grado en Medicina	No	No	
Zaragoza	Grado en Fisioterapia	No		
	Grado en Medicina	No	No	
	Grado en Medicina (Fac. Ciencias de la Salud y del Deporte)	No		
Almería	Grado en Fisioterapia	Sí		- Fisioterapia manipulativa.
Jaume I de Castellón	Grado en Medicina	No	Sí	- Medicina Física y Rehabilitación.
Jaén	Grado en Fisioterapia	Sí		- Fisioterapia manual osteopática.
Autónoma de Barcelona	Grado en Fisioterapia	Sí		- Terapia manual osteopática (mención).
	Grado en Medicina	No	No	
Miguel Hernández de Elche	Grado en Fisioterapia	Sí		- Terapias manuales I. - Terapias manuales II. - Terapias manuales III.
	Grado en Medicina	No	Sí	- Diagnóstico por la imagen, radioterapia y Rehabilitación.
Valladolid	Grado en Fisioterapia	Sí		- Fisioterapia en Terapia Manual.
	Grado en Medicina	No	Sí	- Radiología y Medicina Física General. Radiología y Medicina Física Especial.
Castilla-La Mancha	Grado en Fisioterapia	No		
	Grado en Medicina (Albacete)	No	No	

	Grado en Medicina (Ciudad Real)	No	Sí	- Radiología y terapéutica física.
Sevilla (Francisco Maldonado)	Grado en Fisioterapia	Sí		- Fisioterapia manipulativa.
Lleida	Grado en Fisioterapia	No		
	Grado en Medicina	No	No	
Granada (Melilla)	Grado en Fisioterapia	No		
Rovira i Virgili	Grado en Fisioterapia	No		
	Grado en Medicina	No	Sí	- Rehabilitació, Dolor i Anestèsia.
Rovira i Virgili (Terres de l'Ebre CEUSES-TE)	Grado en Fisioterapia	Sí		- Terapia Manual.
Girona	Grado en Fisioterapia	Sí		- Terapia Manual.
	Grado en Medicina	No	No	
Cantabria	Grado en Fisioterapia	Sí		- Terapia Manual Articular.
	Grado en Medicina	No	Sí	- Radiología y Medicina Física General.
Alfonso X El Sabio	Grado en Fisioterapia	No		
	Grado en Medicina	No	Sí	- Medicina Física y Rehabilitación.
Antonio de Nebrija	Grado en Fisioterapia	No		
Autónoma de Madrid	Grado en Fisioterapia	Sí		- Fisioterapia Manual.
	Grado en Medicina	No	Sí	- Medicina Física y Rehabilitación.
Camilo José Cela	Grado en Fisioterapia	Sí		- Osteopatía I. - Osteopatía II.
Católica de Valencia San Vicente Mártir	Grado en Fisioterapia	Sí		- Terapia Manual.
	Grado en Medicina	No	Sí	- Rehabilitación y terapia física.
Católica San Antonio	Grado en Fisioterapia	No		
	Grado en Medicina	No	No	
Católica San Antonio (Cartagena)	Grado en Fisioterapia	No		
Católica Santa Teresa de Jesús de Ávila	Grado en Fisioterapia	Sí		- Técnicas manuales en Fisioterapia I. - Técnicas manuales en Fisioterapia II.

Barcelona	Grado en Fisioterapia	Sí		- Terapia Manual.
	Grado en Medicina	No	Sí	- Radiología y Medicina Física General.
León	Grado en Fisioterapia	No		
Europea de Canarias	Grado en Fisioterapia	Sí		- Terapia manual básica. - Fisioterapia osteopática I. - Fisioterapia osteopática II.
Europea de Madrid	Grado en Fisioterapia	Sí		- Terapia manual básica. - Terapia manual ortopédica 1. - Terapia manual ortopédica 2. - Terapia manual ortopédica 3. - Fisioterapia osteopática I. - Fisioterapia osteopática II y Cadenas Musculares.
	Grado en Medicina	No	Sí	- Estancia complementaria optativa V: Rehabilitación.
Europea de Valencia	Grado en Fisioterapia	Sí		- Terapia manual básica. - Terapia manual ortopédica 1. - Terapia manual ortopédica 2. - Terapia manual ortopédica 3. - Fisioterapia osteopática I. - Fisioterapia osteopática II y Cadenas Musculares.
Europea Miguel de Cervantes	Grado en Fisioterapia	Sí		- Técnicas de terapia manual.
Francisco de Vitoria	Grado en Fisioterapia	Sí		- Terapia manual. - Terapia manual avanzada.
	Grado en Medicina	No	Sí	- Procedimientos diagnósticos I: Medicina Física y Radiodiagnóstico.
Pontificia de Salamanca	Grado en Fisioterapia	Sí		- Técnicas de terapia manual I. - Técnicas de terapia manual II.
Ramón Llull	Grado en Fisioterapia	No		

San Jorge	Grado en Fisioterapia	No		
San Pablo-CEU	Grado en Fisioterapia	Sí		- Terapia manual I. - Terapia manual II.
	Grado en Medicina	No	Sí	- Rehabilitación.
Internacional de Catalunya	Grado en Fisioterapia	Sí		- Terapia manual I. - Terapia manual II.
	Grado en Medicina	No	Sí	- Medicina Física y Rehabilitación.
Santiago de Compostela	Grado en Medicina	No	Sí	- Enfermedades del Aparato Locomotor: Cirugía Ortopédica y Traumatología. Rehabilitación.
Illes Balears	Grado en Medicina	No	No	
	Grado en Fisioterapia	No		
Vic-Universidad Central de Catalunya	Grado en Fisioterapia	No		
	Grado en Medicina	No	No	

Anexo 2: Localización del dolor y escala de valoración Wong-Baker.

Nombre:

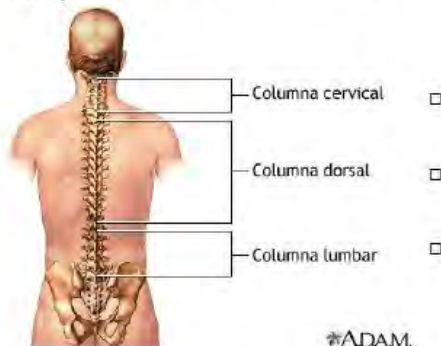
Curso:

1) ¿Tienes habitualmente dolor de espalda?

☐ Sí

☐ No

2) Si has contestado que sí, ¿dónde tienes dolor? (puedes marcar más de 1 casilla)



3) Si has contestado que sí, ¿qué intensidad de dolor padeces? Señala una cara en la imagen...

Escala de caras de Wong-Baker



0: no dolor; 2: dolor leve; 4-6: dolor moderado;
8: dolor intenso; 10: máximo dolor imaginable

Anexo 3: informe del Comité de Ética de la Investigación



Secretaría Técnica
Comité Autonómico de Ética da Investigación de Galicia
Secretaría Xeral, Consellería de Sanidade
Edificio Administrativo San Lázaro
15703 SANTIAGO DE COMPOSTELA



DICTAMEN DEL COMITÉ DE ÉTICA DE LA INVESTIGACIÓN DE SANTIAGO-LUGO

Cristina Márquez Riveras, Secretaria del Comité de Ética de la Investigación de Santiago-Lugo,

CERTIFICA:

Que este Comité evaluó en su reunión del día 19/04/18 el estudio:

Título: Test de cadenas estabilizadoras en el niño: reproductibilidad intra e interobservador, sensibilidad a un estímulo plantar y relaciones con variables baropodométricas

Versión:

Promotor/a: Orlando Conde Vázquez

Investigador/a: Orlando Conde Vázquez

Código de Registro: 2018/281

Y que este Comité, tomando en consideración la pertinencia del estudio, el conocimiento disponible, los requisitos legales aplicables y los Procedimientos Normalizados de Trabajo del Comité, emite un dictamen **FAVORABLE** para la realización del citado estudio.



Documento firmado digitalmente por:
Márquez Riveras, Cristina: 30/04/2018 12:11
R4C4-BOAH-OFRW-QR15-2508-3075-978

Y HACE CONSTAR QUE:

1.- El Comité Territorial de Ética de la Investigación de Santiago-Lugo cumple tanto en su composición como en sus PNT's los requisitos legales vigentes.

2.- La composición actual del Comité Territorial de Ética de la Investigación de Santiago-Lugo es:

- **Juan Manuel Vázquez Lago {Presidente}**. Médico especialista en Medicina Preventiva y Salud Pública. Área de Gestión Integrada de Santiago.
- **Pilar Rodríguez Ledo {Vicepresidenta}**. Médico especialista en Medicina Familiar y Comunitaria. Área de Gestión Integrada de Lugo.
- **Cristina Márquez Riveras {Secretaria}**. Enfermera. Dirección Xeral de Saúde Pública.
- **Lorenzo Armenteros del Olmo {Secretario Suplente}**. Médico especialista en Medicina Familiar y Comunitaria. Área de Gestión Integrada de Lugo.
- **Francisco Campos Pérez**. Biólogo. Fundación Instituto de Investigación Sanitaria de Santiago de Compostela.
- **Rosana Castelo Domínguez**. Farmacéutica de Atención Primaria. Área de Gestión Integrada de Santiago.
- **Ricardo García Martínez**. Licenciado en Derecho. Área de Gestión Integrada de Lugo.
- **Jaime Gulín Dávila**. Farmacéutico especialista en Farmacia Hospitalaria. Área de Gestión Integrada de Lugo.
- **Victor Herrán Carreira**. Paciente. ADIL-Asociación de Diabéticos Lucense.
- **Maria Jesús Lamas Díaz**. Farmacéutica especialista en Farmacia Hospitalaria. Área de Gestión Integrada de Santiago.
- **Guillermo José Prada Ramallal**. Médico especialista en Farmacología Clínica. Área de Gestión Integrada de Santiago. Fundación Instituto de Investigación Sanitaria de Santiago de Compostela.
- **Carlos Rodríguez Moreno**. Médico especialista en Farmacología Clínica. Área de Gestión Integrada de Santiago.
- **Sandra Vidal Martínez**. Enfermera. Área de Gestión Integrada de Santiago.
- **Rafael Carlos Vidal Pérez**. Médico especialista en Cardiología. Área de Gestión Integrada de Lugo.

Para que conste donde proceda, y a petición de quien proceda, en Santiago de Compostela,

La Secretaria del Comité Territorial de Ética de la Investigación de Santiago Lugo,

Cristina Márquez Riveras



Documento firmado digitalmente por:
Márquez Riveras, Cristina: 30/04/2018 12:11
R4C4-BOAH-OFRW-QR15-2508-3075-978

Se emite un informe FAVORABLE CONDICIONADO a que se tenga en cuenta lo siguiente:

1. Aspectos metodológicos:

- 1.1 En el apartado Justificación debe definirse con claridad en qué consiste el test de cadenas estabilizadoras.
- 1.2 Recomendamos la presencia del tutor/profesor/a del/de la menor durante la participación del/de la menor en el estudio.
- 1.3 Debe indicarse cuál es la persona investigadora responsable de la custodia de los datos.

2. Hoja de información al participante (HIP) y consentimiento informado (CI):

La HIP debe modificarse para incorporar el asentimiento del/de la menor en el estudio.



Documento firmado digitalmente por:
Márquez Riveras, Cristina: 30/04/2018 12:11
R4C4-BOAH-OFRW-QR15-2508-3075-978

Anexo 4: consentimiento informado del estudio experimental 1.

DECLARACIÓN DE CONSENTIMIENTO INFORMADO

D./Dña.....
con DNIen calidad de padre/madre/tutor/a
de; manifiesto haber sido
debidamente informado/a de los objetivos del presente **estudio de reproductibilidad de test manuales y análisis del tono postural mediante parámetros estabilométricos**, así como de la forma de tratamiento de los datos recogidos. Podrá aclarar sus dudas con los responsables del estudio, D. Carlos Mohíno Fernández y D. Orlando Conde Vázquez, a través de los mail: cmohinofisio@ono.com y orlando.conde@rai.usc.es

Los datos personales serán protegidos e incluidos en un fichero que deberá estar sometido a y con las garantías de la Ley Orgánica 15/1999 de 13 de diciembre, de Protección de Datos de carácter personal, por lo que tiene derecho de acceso, rectificación, cancelación y oposición de sus datos mediante escrito remitido a cmohinofisio@ono.com o por escrito a: Carlos Mohíno Fernández; C/ País Valenciano, 3; 13004, Ciudad Real.

De tal forma, otorgo mi consentimiento a que este estudio tenga lugar y sea utilizado para cubrir los objetivos especificados en el proyecto.

Ciudad Real, a de Noviembre de 2016

Fdo. D./Dña.

Anexo 5: consentimiento informado del estudio experimental 2.

DECLARACIÓN DE CONSENTIMIENTO INFORMADO

D./Dna, de anos de idade e con DNI nº, manifesta que foi debidamente informado/a dos obxectivos do presente estudo de análise de composición corporal e datos relativos á actividade física persoal, así como da forma de estudo de devanditos datos, para unha posible utilización en termos de investigación e publicación se procede. Asimesmo pode aclarar as súas dúbidas co responsable do estudio, D. Orlando Conde Vázquez, a través do mail: orlando15703@hotmail.com

Os datos persoais serán protexidos e incluídos nun ficheiro que deberá estar sometido a e cas garantías da Lei Orgánica 15/1999 de 13 de decembro, de protección de datos de carácter personal, polo que ten dereito de acceso, rectificación, cancelación e oposición dos seus datos mediante correo electrónico dirixido a orlando15703@hotmail.com ou por escrito a: Orlando Conde Vázquez, á dirección Travesía do Restollal, 1-A, baixo; 15.702 de Santiago de Compostela.

De tal forma, dou o meu consentimento a que este estudo teña lugar e sexa utilizado para cubrir os obxectivos especificados no proxecto.

Santiago de Compostela, a ____ de _____ de 2014

Fdo. D/Dna.

Anexo 6: valorización de la tesis.



Intra- and inter-observer concordance of the *stabilizing chains* test and its relationships with measures on a force platform

Orlando Conde Vázquez¹, Carlos Mohino Fernández²

ABSTRACT

Background: There are numerous manual tests that are part of the daily work of clinicians, in order to assist in the diagnosis to a subsequent therapeutic approach. **Objectives:** The *stabilizing chains* * test was chosen to study its intra- and inter-observer reproducibility in 24 children with 11 years old, and the possible relation with certain baropodometric variables. **Methods:** The test data were collected by 2 operators and the baropodometric variables by a force platform. Cohen's Kappa coefficient and Student's t-tests were performed. **Results:** The results showed a good kappa coefficient (0.497 - 0.746) in the intra-observer and poor to moderate in the inter-observer (0.083 - 0.438). There are also relationships to the weight percentage in the frontal and sagittal planes ($p \leq 0.05$). **Conclusion:** These results give validity to use the test in daily practice. * The English denomination of the test is a literal translation of the French expression 'chaînes stabilisatrices'.

Keywords: Reproducibility of results; Postural balance; Physiology; Physical Examination; Manual Therapy.

INTRODUCTION

There is currently a high demand for therapeutic approach through manual therapy in the treatment of various musculoskeletal pathologies and its application is highly recommended compared to other medical interventions^(1,2). In order to achieve good results, diagnostics must be accurate and clinicians must have suitable technics to get it. Unfortunately, a vast majority of manual tests lack good reliability and validity⁽³⁻⁶⁾, although pain palpation looks to be better⁽⁷⁾, and that makes difficult the understanding between therapists and decreases therapeutic possibilities. In this field, difficulties regarding a gold standard or objective comparisons between operators are the barriers to the development.

The study of the human postural control system seems to be of capital importance in several processes related to health. In that way, it is actually considered regarding pain^(8,9), respiration⁽¹⁰⁾, mobility⁽¹¹⁾ and even cognitive functions⁽¹²⁾. Therefore, valid tests of the postural control system will be helpful in daily practice.

The aim of this study was to evaluate the reproducibility of the *stabilizing chains* test (SCT) described by Villeneuve and Parpay⁽¹³⁾ as a part of its validity, and develop its possible

application in the field of posturology knowing the professional technics used on it. Likewise, we explore the relationship of force platform variables and the results of the operators, since there are no studies in this sense done with school-aged children.

METHODS

Subjects

Data were collected from 24 children, 11 of them male and 13 female, with 11-12 years old. We were interested in the last course of primary school due to physiology of posture control system, realizing that stability is mature over 10 years old⁽¹⁴⁾. Inclusion criteria were to accept the trial, with informed and signed consent of the parents or legal guardians of the minor, which included the acceptance for publication of patient data; be able to correctly follow the orders of the operators and absence of any physical or mental impairment that could alter *a priori* the motor behaviour on upright or one-leg standing positions. The study was approved by the Research Ethics Committee at Galicia (2018/281) and was conducted in the

Corresponding Author: Orlando Conde Vázquez, Travesía do Restollal, 1-A, baixo; Zip code: 15702; Santiago de Compostela, A Coruña, Spain; Telephone: +34 657120828. E-mail: orlando.conde@rai.usc.es

¹ Departamento de Ciencias Morfológicas, Universidade de Santiago da Compostela, A Coruña, España.

Full list of author information is available at the end of the article.

Financial support: None.

Submission date 28 February 2018; **Acceptance date** 03 July 2018; **Publication date** 16 October 2018



Manual Therapy, Posturology & Rehabilitation Journal. ISSN 2236-5435. Copyright © 2018. This is an Open Access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution Non-Commercial License which permits unrestricted non-commercial use, distribution, and reproduction in any medium provided article is properly cited.



Children and Primary School “Cañada Real” of Malagón, Ciudad Real, Spain; in accordance with the declaration of Helsinki.

Procedures

The study design was divided into two phases. The first is a concordance study, in which the group underwent the SCT by two different operators; and the second is an analytical study, in which children performed a force platform test in standing position in order to acquire the baropodometric variables.

Children performed the *stabilizing chains* test as first described by their authors⁽¹³⁾. All the children went through both operators twice in random order, and results were noted as physiological (elevation) or non-physiological (no-elevation/descent) of the posterior-superior iliac spine on the tested side. The tests were made and noted on the right and left lower limbs of the children, and independently of the side of the trial a global-test result was also noted (physiological = both sides tested as physiological; otherwise = non-physiological).

It was used a force platform with specific software to acquire the baropodometric data (Loran Engineering, Castel Maggiore, Bologna, Italy; SKG Software). Children were recorded immediately after each SCT during 30 seconds, 4 cm of separation between heels and forming a 30° degrees angle between feet. All tests were conducted in eyes-closed condition and cotton rolls between posterior

teeth. The parameters evaluated were the weight percentages in the frontal and sagittal planes.

Statistical analysis

The intra- and inter-observer agreement of the operators were analysed by the Cohen's kappa statistic⁽¹⁵⁾ and the relationship with baropodometric measures using a Student's t-test comparison, with a significance level of 5% for the analysis. All statistical analysis was performed using IBM SPSS v21.0 (IBM Corporation, Armonk, NY, USA).

RESULTS

Table 1 shows the Cohen's kappa coefficient (κ) for the two operators, with 95% confidence intervals and concordance percentages. The Cohen's kappa ranges for inter-observer were from 0.083 to 0.438, which means insignificant to moderate degree of agreement according to the scale referred by Landis and Koch⁽¹⁶⁾. Intra-observer agreement was higher in both operators, ranging from 0.647 to 0.746, which implies a substantial agreement.

None of the force platform variables measured after test 1 were significant (table 2). Nevertheless, an increase to the right side weight percentage was significant regarding the second test of the second operator ($t = -2.260$; $p = 0.034$). Those declared as physiological on SCT 2 increased the load percentage to the right side.

Table 1. Inter- and intra-observer agreement and percentages of concordance.

	κ	95% CI	Z_{κ}	% Concordance
Inter-observer				
Stabilizing chains test 1				
Right	0.083	(-0.314; 0.480)	0.408	54.2
Left	0.211	(-0.126; 0.548)	1.226	58.3
Global	0.217	(-0.177; 0.610)	1.079	62.5
Stabilizing chains test 2				
Right	0.250	(-0.136; 0.636)	1.270	62.5
Left	0.270	(-0.078; 0.618)	1.516	62.5
Global	0.438	(0.057; 0.818)	2.257	75
Intra-observer				
1-1				
Right	0.667	(0.369; 0.964)	4.388	83.4
Left	0.746	(0.479; 1.012)	5.485	87.5
Global	0.647	(0.337; 0.956)	4.095	83.4
2-2				
Right	0.497	(0.148; 0.845)	2.792	75
Left	0.625	(0.291; 0.958)	3.676	83.3
Global	0.727	(0.440; 1.013)	4.980	87.5

Note: Z_{κ} : significance level; α -value = 0.05. 95% CI: confidence intervals

**Table 2.** Student's t-test values of weight load percentage.

		t_{SAW}	t_{SRW}
Operator 1	SCT 1		
	Right	-0.145	-0.385
	Left	0.067	0.166
	SCT 2		
Operator 2	Right	-0.040	-1.619
	Left	-0.238	-0.410
	SCT 1		
	Right	0.431	-1.310
	Left	-1.044	-0.305
	SCT 2		
	Right	0.636	-2.252*
	Left	0.783	-0.478

Note: SCT: Stabilizing chains test. AW: Anterior weight. RW: rightward weight. * $p \leq 0.05$

Table 3. Student's t-test values regarding the change in the SCT results.

SCT 1 ≠ SCT 2		t_{SAW}	t_{SRW}
Operator 1	Right	0.701	-1.404
	Left	7.094*	6.540*
Operator 2	Right	0.621	-0.898
	Left	1.097	0.463

Note: * $p \leq 0.05$

Interestingly, when the group studied is divided regarding the change in the SCT result, significant differences appear on the outcomes of the operator 1 (table 3). Subjects who changed from physiological to non-physiological (or vice versa) on the left side-test altered their anterior and lateral weight percentages ($t = 7.094$; $p = 0.019$ and $t = 6.540$; $p = 0.023$, respectively). In both cases they decreased the load percentages, forward and rightward.

DISCUSSION

Taking into account these results, the concordance study of SCT obtains an insignificant to discrete degree of inter-observer agreement, so it is not totally valid in the discourse among professionals. However, it reaches a good qualification in the intra-observer measurement, ranging from moderate to substantial agreement, providing a useful tool to explore the human postural control system in children.

Similar outcomes are exposed by Nguyen et al.^[17], showing a concordance percentage of 78% among 3 operators and greater than 85% by binomial. Broise and Geronimi^[18] showed good intra-observer concordance but significant differences in the inter-observer analysis, through the study of 16 healthy adults evaluated by 3 different clinicians.

None of the authors present a Cohen's kappa coefficient, which in our opinion brings more precision to the study

because it takes into account the agreement's degree that happens by chance.

The results of the tests regarding weight percentages in the frontal and sagittal planes induce us to think about a momentary change in the motor scheme of the subject. Indeed, Blaszczyk and colleagues^[19] observe this strategy as a common form of being ready to recover unbalance. Several authors have found a direct linkage between asymmetrical loading on standing position and the movement of the centre of pressure on a force platform^[20,21], and mechanical task constraints contribute to this find^[22] but explanations about the relationships among weight bearing, muscle energy expended, stiffness and manual tests remain unclear.

CONCLUSION

Despite the extensive use of certain manual tests, including the SCT, operator-dependent manoeuvres should be interpreted carefully, as they lack the proper validity and reliability. Its application must be methodical and homogeneous, what implies a good training regarding factors as position of patient and clinician, depth of palpation, time and possible events that may appear. In the other hand, the SCT shows a good intra-tester agreement, so it may assist the posturological diagnosis added to other tests. Other trials can help if possible comparing to a gold standard or objectified results (through devices) to reinforce validity and reliability.

There is still a way to go, but the mere possibility that manual tests are able to pick up a change in the postural strategy has a great value, since they have a minimum cost and a considerable ease in its use. It would be really interesting to realize those variations in a clinical environment and relate them to other factors that may influence in postural control; new studies in that direction should be done.

ACKNOWLEDGEMENTS

Thanks to the management team of the Children and Primary School "Cañada Real" of Malagón, Ciudad Real, Spain.

AUTHORS' CONTRIBUTIONS

OCV and CMF designed the study and contributed to acquisition and interpretation of the data. OCV performed statistical analysis and drafted the manuscript. Both authors read and approved the final manuscript.

CONFLICT OF INTEREST

The authors declare that there was no conflict of interest.

AUTHORS DETAILS

¹Ciudad Real, Castilla-La Mancha, España.

REFERENCES

- Gellhorn AC, Chan L, Martin B, Friedly J. Management Patterns in Acute Low Back Pain: The Role of Physical Therapy. *Spine*. 2012; 37(9): 775–82.
- Delitto A, George SZ, Van Dillen L, Whitman JM, Sowa G, Shekelle P, et al. Low Back Pain: Clinical Practice Guidelines Linked to the International



- Classification of Functioning, Disability, and Health from the Orthopaedic Section of the American Physical Therapy Association. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2012; 42(4): A1–57.
3. Hestæk L, Leboeuf-Yde C. Are chiropractic tests for the lumbo-pelvic spine reliable and valid? A systematic critical literature review. *J Manipulative Physiol Ther.* 2000; 23(4): 258–75.
 4. Vincent-Smith B, Gibbons P. Inter-examiner and intra-examiner reliability of the standing flexion test. *Man Ther.* 1999; 4(2): 87–93.
 5. Holmgren U, Waling K. Inter-examiner reliability of four static palpation tests used for assessing pelvic dysfunction. *Man Ther.* 2008; 13(1): 50–6.
 6. Haneline MT, Young M. A Review of Intraexaminer and Interexaminer Reliability of Static Spinal Palpation: A Literature Synthesis. *J Manipulative Physiol Ther.* 2009; 32(5): 379–86.
 7. Stochkendahl MJ, Christensen HW, Hartvigsen J, Vach W, Haas M, Hestbaek L, et al. Manual Examination of the Spine: A Systematic Critical Literature Review of Reproducibility. *J Manipulative Physiol Ther.* 2006; 29(6): 475–485.e10.
 8. Ruhe A, Fejer R, Walker B. Is there a relationship between pain intensity and postural sway in patients with non-specific low back pain? *BMC Musculoskelet Disord.* 2011; 12(1): 162.
 9. Mazaheri M, Coenen P, Parnianpour M, Kiers H, van Dieën JH. Low back pain and postural sway during quiet standing with and without sensory manipulation: A systematic review. *Gait Posture.* 2013; 37(1): 12–22.
 10. Hodges PW, Gurfinkel VS, Brumagne S, Smith TC, Cordo PC. Coexistence of stability and mobility in postural control: evidence from postural compensation for respiration. *Exp Brain Res.* 2002; 144(3): 293–302.
 11. Hamaoui A, Do M, Bousset S. Postural sway increase in low back pain subjects is not related to reduced spine range of motion. *Neurosci Lett.* 2004; 357(2): 135–8.
 12. Shanbehzadeh S, Salavati M, Talebian S, Khademi-Kalantari K, Tavahomi M. Attention demands of postural control in non-specific chronic low back pain subjects with low and high pain-related anxiety. *Exp Brain Res.* 2018 Apr 25; 1–12.
 13. Villeneuve P, Parpay S. Examen clinique postural. *Rev Podol.* 1991; 59: 37–44.
 14. Hirasawa Y. Study on human standing ability. *Agressologie.* 1973; 14(C): 37–44.
 15. Cohen J. A Coefficient of Agreement for Nominal Scales. *Educ Psychol Meas.* 1960; 20(1): 37–46.
 16. Landis JR, Koch GG. The Measurement of Observer Agreement for Categorical Data. *Biometrics.* 1977; 33(1): 159.
 17. Nguyen P, Cremades F, Gatelet C. Test du maintien pelvien (TMP), degré de concordance. *Neurophysiol Clin Neurophysiol.* 2014; 44(1): 140–1.
 18. Broise A-L, Geronimi M. Étude de la reproductibilité intra- et inter-praticiens du test des chaînes stabilisatrices ou signe de Trendelenburg postural. *Neurophysiol Clin Neurophysiol.* 2012; 42(6): 390–1.
 19. Blaszczyk JW, Prince F, Raiche M, Hébert R. Effect of ageing and vision on limb load asymmetry during quiet stance. *J Biomech.* 2000; 33(10): 1243–8.
 20. Anker LC, Weerdesteyn V, van Nes IJW, Nienhuis B, Straatman H, Geurts ACH. The relation between postural stability and weight distribution in healthy subjects. *Gait Posture.* 2008; 27(3): 471–7.
 21. Winter DA, Prince F, Frank JS, Powell C, Zabjek KF. Unified theory regarding A/P and M/L balance in quiet stance. *J Neurophysiol.* 1996; 75(6): 2334–43.
 22. Wang Z, Newell KM. Inter-foot coordination dynamics of quiet standing postures. *Neurosci Biobehav Rev.* 2014; 47: 194–202.



June
2019
Vol. 49/3
p. 181–288

ISSN 0967-7053

Neurophysiologie Clinique Clinical Neurophysiology



SNCLF
SOCIÉTÉ DE NEUROPHYSIOLOGIE
CLINIQUE DE LANGUE FRANÇAISE

ABSTRACTS

Résumés du Congrès annuel de la Société de neurophysiologie clinique de langue française (SNCLF) : quatrièmes Journées de neurophysiologie clinique (JNC), Nancy, 19-21 juin 2019

EDITORIAL

Evolution of single fiber potential (SFP) criteria towards improving fiber measurement
E. Ziemann and M. Griebel

ORIGINAL ARTICLES

Pattern electroretinography and retinal changes in patients with diabetes mellitus type 2
E.A. Mermelstein

Brainstem evoked potentials and magnetic resonance imaging abnormalities in differential diagnosis of intracranial hypotension
V. Di Stefano, C. Ferrante, R. Tellez, M. Ciolek, L. Bosconi, M. Onofri and R. Franciosi

Electroencephalographic features associated with intermittent rhythmic delta activity
T. Cerrahoglu Sirm, P. Bekdik Sirmocak, B.N. Arslan, T. Akinci and S. Nuz Yenci

Temporal Characteristics of Attentional Disengagement from Emotional Facial Cues in Depression
O. Zhao, X. Jiao, Y. Tang, S. Chen, S. Tong, J. Wang and J. Sun

Potential impact of bifrontal transcranial random noise stimulation (tRNS) on the semantic Stroop effect and its resting-state EEG correlates
C. Dondi, C. Bruni-Alby, E. Poulet, M. Mondino and J. Brunelin

LETTER TO THE EDITOR

Repetitive transcranial magnetic stimulation as a treatment for chronic pain: A Tunisian series
H. Maabet, A. Maabet, N. Tattou, R. Mouni and B. Zouari

ABSTRACTS

Avancées en Posturologie: Douleurs, Neurosciences, et Neurostimulations. Abstracts des XXV^{èmes} journées de posturologie clinique, 30^{ème} anniversaire de l'API (Association Posturologie Internationale), Faculté de Médecine des Saints-Pères, Paris, 26 & 27 janvier 2019

COMPREHENSIVE REVIEW

How can the stimulation of plantar cutaneous receptors improve postural control? Review and clinical commentary
F. Voisard, A. Lemaire, F. Barthier, P. Chaperotier, S. Lemaire and P. Villeneuve

Twenty-eight articles include different conditions or pathologies. Lumbar, cervical and knee are the most studied regions. The mean position and the mean speed of the centre of pressure are altered in painful processes such as chronic low back pain. Postural disturbances due to whiplash are observed in acute and chronic processes. Traumatic processes seem to alter stability more than idiopathic pain. After the complete reading of the articles, a great variability of the criteria is observed in the stabilometric/posturographic measurements.

Conclusions The presence of pain seems to alter postural stability. The unification of the criteria in the stabilometric/posturographic measurements is necessary to draw more reliable and extrapolatable conclusions between the different pain conditions.

Keywords Pain; Postural balance; Posturography; Stability; Stabilography; Stabilometry

Disclosure of interest The authors declare that they have no competing interest.

<https://doi.org/10.1016/j.neucli.2019.01.013>

08

Intéroception plantaire : modulation sensori-fonctionnelle par la vision

Olivier Capra^{a,*}, George A. Michael^b, François Gabrielli^c, Janick Naveteur^{d,e}

^a CRISAL, UMR9189, Université de Lille, Villeneuve d'Ascq, France

^b Laboratoire BMC (EA 3082), Université Lyon 2, Lyon, France

^c Neuro-Dol, UMR 1107 Inserm/ UCA, Université

Clermont-Auvergne, Clermont-Ferrand, France

^d LAMH, UMR CNRS 8201, Université Polytechnique Hauts-de-France, Valenciennes, France

^e Faculté des Sciences et technologies, Université de Lille, Villeneuve d'Ascq, France

* Auteur correspondant.

Adresse e-mail : olivier.capra@univ-lille.fr (O. Capra)

Introduction Les sensations spontanées, sensations ressenties en l'absence de stimulation externe, joueraient un rôle important dans la constitution d'une conscience physique du corps. Celles qui émergent sur la paume de la main sont modulées par la vision. La généralisation à la plante du pied, rarement en interaction avec la vision, est questionnée. La cheville ne favorise pas la formation d'une représentation de la plante sur la base d'informations visuelles directes, contrairement à celle de la paume via la rotation du poignet. La somesthésie pourrait ainsi favoriser une représentation de la plante en perspective interne. L'influence de la vision sur les sensations spontanées de la plante pourrait dépendre de ces représentations.

Méthodes Trente deux jeunes femmes ont détecté des sensations spontanées plantaires. Leur regard était dirigé vers le pied testé mais celui-ci était caché par une photo de la plante de ce pied (condition « vision ») ou une image abstraite (condition « non vision ») était placée dans l'axe du regard. Les deux pieds d'une même participante ont été testés dans les deux conditions. La photo de la plante a été présentée en perspective interne pour la moitié des participantes et en perspective externe pour l'autre moitié. La nature et la distribution spatiale des sensations ont été évaluées.

Résultats La vision de la plante réduit les sensations rapportées par rapport à la non vision et ce, en perspective externe. Comparativement à la perspective interne, la perspective externe tend à favoriser les zones fonctionnelles (tête des métatarsiens, talon).

Conclusion L'étude illustre un coût cognitif dû à une difficulté de l'intégration crossmodale d'informations visuelles inhabituelles en perspective externe. Celle-ci pourrait en outre favoriser un traitement de l'image comme étant la plante d'un pied appartenant à quelqu'un d'autre, un processus top-down entraînant une pré-

activation des zones fonctionnellement impliquées dans la marche en raison d'une activation de réseaux neuronaux prémoteurs.

Mots clés Intéroception, Pied, Vision

Déclaration de liens d'intérêts Les auteurs déclarent ne pas avoir de liens d'intérêts.

<https://doi.org/10.1016/j.neucli.2019.01.014>

09

Étude des influences mandibulaires sur le test des rotateurs de hanche chez l'enfant

Orlando Conde Vázquez

Département des sciences morphologiques, faculté de médecine, université de Saint-Jacques de Compostelle, Saint-Jacques de Compostelle, Espagne

Adresse e-mail : orlando.conde@rai.usc.es

Introduction En pratique clinique, de nombreux tests d'évaluation du tonus permettent aux thérapeutes manuels une orientation étiologique des différentes dysfonctions présentées par les patients. Peu de ces tests ont montré leur fiabilité et leur validité et le diagnostic étiologique spécifique du thérapeute devient plus difficile. L'objectif de cette étude est d'évaluer le test des rotateurs de hanche et sa réponse aux changements de conditions d'occlusion chez l'enfant.

Méthodes Vingt-huit enfants en bonne santé (9 ans; 2,5) ont participé de manière volontaire à cette étude. Le test des rotateurs de hanche a été réalisé dans 3 conditions différentes d'occlusion :

- repos mandibulaire (T1) ;
- intercuspidation maximale (T2) ;
- sans contacts dento-dentaires (T3).

Les résultats envisagés étaient :

- hypertonie droite ;
- hypertonie gauche ;
- isotonie.

Entre chaque évaluation, les enfants ont marché 4 ou 5 pas. Pour l'étude statistique, les preuves de McNemar–Bowker et V de Cramer ont été utilisées.

Résultats Le test montre une différence significative entre les conditions T1 et T2 ($p = 0,001$) et T1 et T3 ($p = 0,001$). Il existe un degré d'association significatif entre les variables mesurées en T1 et T2 ($V = 0,458$, $p = 0,019$), entre T1 et T3 ($V = 0,447$; $p = 0,025$) et entre T2 et T3 ($V = 0,723$; $p < 0,001$).

Conclusion Les variations de condition de l'occlusion induisent une modification du test des rotateurs de hanche, généralement dans le sens de l'isotonie. Il n'y a pratiquement aucune différence entre les conditions d'occlusion T2 et T3.

Mots clés Equilibre postural ; Fascia ; Manipulations musculo-squelettiques ; Occlusion dentaire ; Tonus musculaire

Déclaration de liens d'intérêts L'auteur déclare ne pas avoir de liens d'intérêts.

<https://doi.org/10.1016/j.neucli.2019.01.015>

10

Quelles possibilités de neuro-stimulation en intra buccal ?

Mickaël Cotelle^{a,b,c,*}

^a Cabinet d'Oculodondologie, 62000 Arras, France

^b Service de maxillo faciale du Pr Ferri, hôpital R-Salengro, 59000 Lille, France

^c Service d'implantologie, centre Abel Caumartin, 59000 Lille, France

* Auteur correspondant.

Adresse e-mail : cnord2011@gmail.com

INFORMATIONS GÉNÉRALES

JOURNÉE PRÉ-CONGRÈS 26 JANVIER 2018 :
MASTER CLASS PAUL W. HODGES ET ATELIERS
 Orthopédies Ultra-Fines - Stabilité - Système d'analyse de la marche -
 Taping postural - Nutrition et douleur chronique - Cicatrices et posture

LIEU
 HOTEL NOVOTEL
 CAMPO DE LAS NACIONES 4*
 C/ Amsterdam, N° 31 28042 Madrid

ORGANISATION
 ASSOCIATION POSTUROLOGIE INTERNATIONALE

À retourner avant le 18 décembre 2017

INSCRIPTIONS AU CONGRÈS	Jusqu'au 18/12/2017	À partir du 19/12/2017
API MEMBRES	200 €	240 €
API NON-MEMBRES	300 €	350 €
**ETUDIANT UNIVERSITAIRE / RETRAITÉ	75 €	75 €

JOURNÉE PRÉ-CONGRÈS

API MEMBRES	80 €
API NON-MEMBRES	90€
**ETUDIANT UNIVERSITAIRE / RETRAITÉ	80 €

SÉRIÉE DU CONGRÈS
 70 €

COTISATION API 2018
 75 €

*Taux avant 10% de réduction, déduction de 10% sur le montant

INSCRIPTIONS ONLINE

*Tarif préférentiel sur justification
 ** Seulement en formation initiale

ADHESION API

SECRÉTARIAT TECHNIQUE
GEYSECO.es
 GEYSECO.es
 T 902 52 48 89 - 902 52 47 81 FAX 902 51 79 09
 secretaria@posturologia18.org
 www.geyseco.es

CONTROL MOTOR Y ENTRADAS POSTURALES

XXV JOURNÉES INTERNATIONALES DE POSTUROLOGIE CLINIQUE
JORNADAS INTERNACIONALES DE POSTUROLOGIA CLINICA
INTERNATIONAL MEETING ON CLINICAL POSTUROLOGY

Traduction simultanée

**26
27
28
JANVIER
MADRID
2018**

www.posturologia18.org

PROGRAMME

SAMEDI 27 JANVIER 2018

08:00 - 08:45	ACCUEIL
08:45 - 09:00	DISCOURS DE BIENVENUE M. Philippe Villeneuve (Président de l'API)
09:00 - 09:30	OUVERTURE DES XXV JOURNÉES DE POSTUROLOGIE CLINIQUE (présidées par M. Pierre-Marie Gagey) PEAU ET FASCIA INFORMENT LE SNC Séances présidées par M. Paul W. Hodges & M. Philippe Villeneuve
09:30 - 09:45	PREDICTION ET RETRACTION DANS LE CONTRÔLE POSTURAL Pierre-Marie Gagey (Dr) - France (FR)
09:45 - 10:00	DE LA DOULEUR DE LA CORDE À LA DOULEUR DE LA LÉSION : INFLUENCE DE LA DOULEUR CHRONIQUE DANS LA RÉGULATION POSTURALE Bernard Cabello (Dr) - Université de Valladolid (Espagne) (ES)
10:00 - 10:45	LE SYSTÈME FACIAL COMMUNIQUE-T-IL DES STIMULATIONS POUR MODIFIER LA POSTURE ? Jean-Claude Guibert (Dr) - France (FR)
10:45 - 11:45	VISITE DE L'EXPOSITION CONTRÔLE MOTEUR ET POSTURE Séance présidée par Mme Mónica Martínez Carrasco & M. Marie-Luise González Díaz
11:45 - 12:15	INFLUENCE DE LA MUSCULATURE SUBOCIPITALE DANS LE CONTRÔLE POSTURAL Jean-Pierre Roll (Dr) - Université de Bourgogne (France) (FR)
12:15 - 13:15	PLANCHER PELVIEN, VENTILATION ET POSTURE Paul W. Hodges (Dr) - University of Queensland (Australie) (AU)
13:15 - 14:45	PAUSE DE JOURNÉE LE PIED : BASE DU MOUVEMENT Séance présidée par M. Jean-Pierre Roll & Dr Thierry Mulliez
14:45 - 15:15	LE PIED COMME ÉLÉMENT PROPRIÉTIÉ Regine Roll (Dr) - Université de Bourgogne (France) (FR)
15:15 - 15:45	INFLUENCE DE L'HYPEREXTENSION PLANTAIRE SUR LE CONTRÔLE POSTURAL ET OCULOMOTEUR CHEZ LES SUJETS SAINS OU AVEC IMPAIEMENT DES AFFÉRENCES PLANTAIRES Arnaud Pélissier (Dr) - Université de Paris Descartes (FR)
15:45 - 16:05	CARACTÉRISATION DYNAMIQUE DE LA COORDINATION MOTRICE DES SUJETS ÂGÉS LORS DE LA RÉALISATION D'UNE TÂCHE D'ÉQUILIBRATION (VERS L'AVANT) Frédéric Vieux (Dr) - Université de Bourgogne (FR)
16:05 - 16:25	CONTRÔLE POSTURAL DYNAMIQUE DANS L'ACTIVITÉ SPORTIVE Jean-Philippe Vieux (Dr) - Université de Bourgogne (FR)
16:25 - 16:45	IMPORTANCE DU SYSTÈME TENDON POSTURAL DANS LE GESTE SPORTIF José Francisco Pérez del Pozo (Dr) - Espagne (ES)
16:45 - 17:45	VISITE DE L'EXPOSITION PERTURBATIONS NEURALES ET DOULEURS Séance présidée par M. Jean-Claude Guibert & M. Bernard Cabello
17:45 - 18:15	DES DYSFONCTIONS NEURALES PERSISTENT-ELLES POSTURELLES ? INTÉGRATION DES NEUROSTIMULATEURS PLANTAIRES, DIGITAUX OU VIBRATOIRES APPRIS EN LA POSTUROLOGIE NEURODYSFONCTIONNELLE Philippe Villeneuve (MSc) - France (FR)
18:15 - 18:45	SYSTÈME NERVEUX PÉRIPHÉRIQUE, CHIRURGIE & POSTHÉROTHÉRAPIE NEURODYSFONCTIONNELLE

Jean-Paul Dérivois (Dr) & Caroline Buckton, L'API (ES)

18:50 - 19:05	CONTRÔLE POSTURAL ET SYSTÈME TRIGÉMINAL Thierry Mulliez (Dr) - Bourgogne (FR)
19:05 - 20:00	SAISONNIÈRE ET CHANGEMENT DE L'APPY
21:00	SOUPE DE CALA

DIMANCHE 28 JANVIER 2018

09:00 - 09:30	RECEPTEURS VISUELS ET VESTIBULAIRES ET RÉGULATION POSTURALE Séance présidée par M. Frédéric Vieux & M. Álvaro Bujarín Alvarado
09:30 - 09:45	LES PHÉNOMÈNES DÉCOUVERT-ELLES LA POSTURE DU CORPS ? Maira Argente Marañón (Australie) (AU)
09:45 - 09:55	OPTIMISATION COMPLEXITÉMENTALE : INTÉGRATION ALLOCENTRÉE DE L'ENVIRONNEMENT Sonia de Andrés Pastor (ES) - Espagne (ES)
09:55 - 10:00	AVANT L'ÉVALUATION POSTURALE, FAUT-IL PRATIQUER UN BILAN OPTOMÉTRIQUE ? Cédric Poredo (Australie) (AU)
10:00 - 10:20	GRANDPÉRIEURS : DU SYSTÈME VESTIBULAIRE AU REN Santiago Cordero (Australie) (AU)
10:20 - 11:20	VISITE DE L'EXPOSITION SYSTÈME STOMATOLOGIQUE ET VISCÉROCEPTION Séance présidée par Mme Sarah Recoules & M. Jean-Philippe Vieux
11:20 - 11:50	DES TRAITEMENTS SEGMENTAIRES POUR DES PATIENTS INDIVISIBLES Gerardo Flores Suárez (ES) - Espagne (ES)
11:50 - 12:10	IMPLICATIONS DE LA RÉGULATION DANS LA RÉGULATION DU CONTRÔLE MOTEUR Oscar Gómez Moreno (Dr) - Université de Burgos (ES)
12:10 - 12:40	NOUVELLES SÉMIOTIQUES POSTURO-VISUELLES Ignacio Beltrán Ruiz (Dr) - Université de Burgos (ES)
12:40 - 13:10	UNIFORMITÉ DE LA VIBRORECEPTION SUR LA POSTURE Álvaro Bujarín Alvarado (Dr) - Espagne (ES)
13:10 - 14:40	PAUSE DE JOURNÉE MUSCLES, TENDONS ET FORCE Séance présidée par Mme Sofia Oliva Calvo Moreno & M. Ignacio Beltrán Ruiz
14:40 - 15:00	LA RÔLE TENDON DU PÉRIÈRE DANS LA STABILITÉ DE L'ENSEMBLE AROMINOPEPTIDIALE Regine Roll (Dr) - Université de Bourgogne (FR)
15:00 - 15:20	LES TENDONS PONTIS ABDOMINAUX ET MEMBRES INFÉRIEURS. TRAITEMENT AVEC DU LASER Paula Martín Romero (Australie) (AU)
15:20 - 15:40	EFFETS DU DÉVELOPPEMENT DE LA FORCE SUR LA POSTURE Antonio Pélissier (Dr) - Espagne (ES)
15:40 - 16:00	LES MUSCLES HYPEREXTENSION DES TENDONS : APPROPRIATION POSTURALE ET INTER-OBSERVATION, RÉPONSE À UNE STIMULATION PLANTAIRE ET RELATION AVEC CERTAINES VARIABLES BAROPHYSIOMÉTRIQUES Dolores Cordero (Dr) - Université de Burgos (ES)
16:00 - 16:15	CLÔTURE DES XXV JOURNÉES DE POSTUROLOGIE CLINIQUE M. Álvaro Bujarín Alvarado (ES) (ES)

Programme actualisé au 10/12/2017

www.posturologia18.org



**XXVI^E JOURNÉES
DE POSTUROLOGIE CLINIQUE**

**Avancées en Posturologie :
Douleurs, Neurosciences
et Neuro-stimulations**

26/27 janvier 2019

XXVI^E JOURNÉES DE POSTUROLOGIE CLINIQUE
30^E ANNIVERSAIRE DE L'API

Faculté de Médecine des Saints-Pères,
PARIS 75 006

Sous la présidence de
Madame le Docteur Leah Bent,
Monsieur le Professeur Jean-Pascal Lefaucheur et
Monsieur Frédéric Vazeux



ASSOCIATION POSTUROLOGIE
INTERNATIONALE
20 rue du rendez-vous 75012 Paris
www.posturologie.asso.fr

DIMANCHE 27 JANVIER 2019

Douleurs : contrôle périphérique et central

Présidée par Leah Bent et Philippe Villeneuve

- 09h00** Implications des différents types de fibres nerveuses dans la sensibilité cutanée mécanique et thermique et conséquences sur la douleur neuropathique périphérique.
Jean-Pascal Lefaucheur, Université Paris-Est Créteil (FR)
- 09h45** Approche par l'analyse de l'excitabilité centrale du syndrome douloureux régional complexe.
Marc Sorel, Université Paris-Est Créteil (FR)
- 10h00** Arcs réflexes somatiques et viscéraux. Contrôles segmentaires de la douleur.
Bernard Calvino, Professeur de Neurophysiologie Honoraire Paris (FR)
- 10h25** Vers un circuit périphéro-cérébral intéroceptif de la subjectivité humaine.
Henri Evrard, Functional and Comparative Neuroanatomy, Université de Tübingen (DE)

Pause Visite de l'exposition

Neurostimulations plantaires et buccales

Présidée par Sylvie Iacazio et Jean-Pascal Lefaucheur

- 11h45** Effets de stimulations plantaires fines : évaluation biomécanique et étude stabilométrique.
Thierry Ferrus et Alexandre Berthomé, PostureLab Paris (FR)
- 12h00** Prise en charge posturologique de patients douloureux chroniques à l'Hôpital Universitaire de Barcelone.
Ignasi Beltrán, Université de Barcelone (ES)
- 12h25** Quelles possibilités de neurostimulations intra buccales ?
Mickaël Cottelle, CNO Arras (FR)

12h45 Dejeuner libre & Visite de l'exposition

Evaluation clinique et instrumentale

Présidée par Sofia Olivia Calvo Moreno et Jean-Philippe Viseu

- 14h00** Les patients évaluent leurs douleurs, les cliniciens le tonus musculaire.
Philippe Villeneuve et François Bourgeois, PostureLab Paris (FR)
- 14h45** La surface du SKG est un mauvais marqueur de la stabilité.
Pierre-Marie Gagey, Institut de Posturologie Paris (FR), V Usatchev, V Belayev, (R)
- 14h00** Evaluation objective de la statique sagittale du rachis.
José Ramirez-Moreno, Universitat Internacional de Catalunya Barcelone (ES)

15h25 Pause & Visite de l'exposition

Biomécanique et sport

Présidée par Marie-Emmanuelle Rouchon et Pierre-Olivier Morin

- 15h10** Modélisation du Système Musculo-Squelettique : implications cliniques et prévention des blessures.
Mathieu Menard, Laboratoire Mouvement, Sport, Santé Université Rennes 2 (FR)
- 15h30** Analyse multimodale des relations entre la morphologie et la fonction chez le coureur national de 10.000m.
Cédric Blouin, (FR)

Séance mémoires

Présidée par Sylvie Villeneuve et Ignasi Beltrán

- 16h50** Signature stabilométrique des déficiences du maintien pelvien (chaînes stabilisatrices). (Connaissance & Evolution)
- 17h00** Effet des Barres Médianes sur le contrôle postural et le maintien pelvien unipodal (chaînes stabilisatrices). (Connaissance & Evolution)
- 17h10** Étude des influences mandibulaires sur le test des rotateurs de hanche chez l'enfant.
Orlando Conde, Université de Saint-Jacques de Compostelle (ES)

Clôture des journées Ignasi Beltrán et Philippe Villeneuve

Comité d'organisation : Sylvain Caron, Tiffani Le Coz, David Maleville, Carole Neyceyrassas et Sarah Recoules
Comité scientifique : Sofia Olivia Calvo Moreno, Nathalie Goulème, Sylvie Iacazio, Pierre-Olivier Morin, Thierry Mulliez, Marc Sorel, Philippe Villeneuve, Jean-Philippe Viseu et Frédéric Vissoux

Prochaines Journées de Posturologie Clinique : Barcelone 25/26 janvier 2020

Anexo 7: permisos de reproducción de las figuras expuestas.

SOLO MAIL

La presente mail sostituisce l'atto originale ai sensi dell'art. 14 comma 1-bis della Legge n. 98/2013



Ministero per i beni e le
attività culturali
Biblioteca Medicea Laurenziana
Firenze

Firenze, 30 maggio
2019

Prot. n.1322/28.13.10.02/1

Pratica n. 408/2019

CONCESSIONE

(Ai sensi della Legge 14.1.1993 n. 4, del DM 8.4.1994, del DM 24.3.1997 n. 139,
del D.Lgs. 22 gennaio 2004 n. 42, del DM 20 aprile 2005 e s.m.i.)

X Diritti non esclusivi nazionali

Diritti non esclusivi mondiali

RICHIEDENTE: Dr. Orlando Conde Vázquez

Travesía del Restollal, 1-A, bajo, 15702 Santiago de Compostela, Spagna

e-mail: orlando.conde@rai.usc.es

TITOLO DELLA PUBBLICAZIONE: Tesi di dottorato : Affidabilità e validità nell'esplorazione del tono
muscolare in relazione al controllo posturale

SEGNATURA DEI CODICI DAI QUALI SONO TRATTE LE FOTOGRAFIE:

Plut. 74.7, cc. 200r, 203v

**VISTE LE DICHIARAZIONI DEL RICHIEDENTE SI CONCEDE
L'AUTORIZZAZIONE ALL'USO DELLE FOTOGRAFIE SOPRA
ELENcate PER ILLUSTRARE LA PUBBLICAZIONE INDICATA**

X Canone non dovuto perché trattasi di:

a) periodico di natura scientifica

X b) pubblicazione con tiratura inferiore alle 2.000 copie e prezzo inferiore a euro 77,47.

L'autorizzazione è concessa in via non esclusiva, per una volta sola ed è incedibile e intrasferibile.

La riproduzione fotografica in vostro possesso non potrà essere nuovamente riprodotta senza preventiva
concessione da parte dell'Amministrazione e pagamento dei canoni in vigore.

Ogni fotografia dovrà essere corredata dalla seguente dicitura:

Firenze, Biblioteca Medicea Laurenziana, Ms....., c....

Su concessione del MiBAC

E' vietata ogni ulteriore riproduzione con qualsiasi mezzo.

IL DIRETTORE
Dott.ssa Anna Rita Fantoni

De: Online Auskunft BSB <information@bsbmuenchen.de>

A: Orlando Conde Vázquez <orlando.conde@rai.usc.es>

Sehr geehrte Frau Conde,

gerne können Sie ein Bild für Ihre Publikation verwenden. Für dieses nichtkommerzielle Projekt sind auch keine Reproduktionsgebühren zu entrichten.

Mit freundlichen Grüßen,

Hermann Liebherr

Bayerische Staatsbibliothek
Abteilung Benutzungsdienste
Dokumentlieferung Altes Buch
Ludwigstr. 16
80539 München
Fax: +49 089 2809284

27.05.2019 14:08 - orlando.conde@rai.usc.es schrieb:

Your question:

Hallo,

Ich bin Doktorandin an der Universität von Santiago de Compostela, Spanien. Ich bitte um Erlaubnis, in meiner Arbeit ein Bild des folgenden Buches wiederzugeben:

Title: Grundriss der Physiologie des Menschen

Author name: Vierordt, Carl

Publication: Frankfurt

...: Meidinger Sohn u. Comp.

....: 1860

Extent: VI. 561 S.

Other edition: Elektronische Reproduktion

Publication: München : Bayerische Staatsbibliothek, 2010

Other item identifier: urn:nbn:de:bvb:12-bsb10369649-1

BSB-ID: 9181501

B3Kat-ID: BV021031330

OCLC no.: 238874230

Shelfmark: Anat. 451 w

Es wird nur für akademische, nicht kommerzielle Zwecke verwendet. Danke.

Grüße,

Orlando Conde Vázquez

De : DEBIE Bruno <Bruno.ebie@deboecksuperieur.com>

A: Orlando Conde Vázquez <orlando.conde@rai.usc.es>

Bonjour Monsieur Conde Vazquez

J'accuse la bonne réception de votre demande d'autorisation de reproduction.

Nous avons le plaisir de vous accorder les droits de reproduction demandés ci-dessous à titre gracieux.

Nous vous demanderons seulement de bien vouloir indiquer la référence de l'ouvrages dont est issu l'extrait.

Bien cordialement,

Bruno Debie

Assistant administratif

☎ +32 (0)10 77 38 91

De Boeck Supérieur

Rue du Bosquet, 7 · B-1348 Louvain-la-Neuve

De: Orlando Conde Vázquez <orlando.conde@rai.usc.es>

A: Editorial De Boeck Superieur <info@deboecksuperieur.com>

Bonjour,

Je suis un doctorant de l'école de médecine de Saint-Jacques-de-Compostelle, en Espagne. Je voudrais reproduire une figure de votre livre:

DUPUI P, MONTOYA R Approche physiologique des analyses posturographiques statique et dynamique. In: Lacour M, editor. Physiologie, Techniques, Pathologies. Marseille: Solal; 2003. p. 13-29.

Le but est seulement **académique** (thèse) en format électronique et livre. Il n'y a pas d'intérêt financier de ma part. Merci.

En attends de votre réponse, amicalement,

Orlando Conde Vázquez

De : Rand Swenson <rsswenson@gmail.com>

A: Orlando Conde Vázquez <orlando.conde@rai.usc.es>

You have permission to use this figure in the manner that you describe. If this is to be published in a book or journal (where a formal copyright release would be required) I will need more details. Most journals and publishers have a formal copyright release procedure. In that event, please contact me again with the details of the publication.

Good luck with your dissertation!

Regards,

Rand

Rand S. Swenson, MD, PhD
Professor of Medical Education and Neurology
Chair, Department of Medical Education
Geisel School of Medicine at Dartmouth
Hanover, NH 03755
Tel: 603-650-1157
Fax: 603-650-1637

De: Orlando Conde Vázquez <orlando.conde@rai.usc.es>

A: Rand S. Swenson <Rand.S.Swenson@Dartmouth.EDU>

Dr. Swenson,

I am a PhD student and I would like to use the figure about the Trendelenburg test observed in the next

link: https://www.dartmouth.edu/~humananatomy/figures/chapter_18/18-3.HTM

I request for permission to use it, it is for academic purposes only (non commercial profit).

Thank you, best regards,

Orlando Conde



My Orders

My Library

My Profile

Welcome orlando.conde@ral.usc.es Log out | Help

My Orders > Orders > All Orders

My Orders

Orders [Billing History](#) [Payable Invoices](#) [Copyright.com Orders](#)

SEARCH

Order Number:

Date Range: From 22-Apr-2019 To 22-Jul-2019

View: [All](#) [Response Required](#) [Pending](#) [Completed](#) [Canceled](#) [Denied](#) [Credited](#)

Results: 1-14 of 14

Order Date	Article Title	Publication	Type Of Use	Order Status	Order Number
20-Jun-2019	Fundamental Neuroscience for Basic and Clinical Applications	Elsevier Books	reuse in a thesis/dissertation	Completed	461309016569
18-Jun-2019	Fundamental Neuroscience	Elsevier Books	reuse in a thesis/dissertation	Completed	46120934540940
18-Jun-2019	Fundamental Neuroscience for Basic and Clinical Applications	Elsevier Books	reuse in a thesis/dissertation	Completed	4611940440575
18-Jun-2019	The Nervous System	Elsevier Books	reuse in a thesis/dissertation	Completed	4611901381518
18-Jun-2019	The Nervous System	Elsevier Books	reuse in a thesis/dissertation	Completed	4611890909446
12-Jun-2019	The Brain	Elsevier Books	reuse in a thesis/dissertation	Completed	4606551465450
12-Jun-2019	Fundamental Neuroscience for Basic and Clinical Applications	Elsevier Books	reuse in a thesis/dissertation	Completed	4606550067875
12-Jun-2019	The Romberg Sign and Early Instruments for Measuring Postural Sway	Seminars in Neurology	Dissertation/Thesis	Completed	4606460367530
14-May-2019	Central programming of postural movements: adaptation to altered support-surface configurations	Journal of Neurophysiology	Thesis/Dissertation	Completed	4597730044516
8-May-2019	Human balance and posture control during standing and walking	Gait & Posture	reuse in a thesis/dissertation	Completed	4584180260501
8-May-2019	Early and late components of feed-forward postural adjustments to predictable perturbations	Clinical Neurophysiology	reuse in a thesis/dissertation	Completed	4584170596518
8-May-2019	The anatomy, function, and development of mammalian Aβ low-threshold mechanoreceptors	Frontiers in Biology	Thesis/Dissertation	Completed	4584150161313
8-May-2019	Postural Control Systems in Developmental Perspective	Neuroscience & Biobehavioral Reviews	reuse in a thesis/dissertation	Completed	4584141274654
26-Apr-2019	Human resting muscle tone (HRMT): Narrative introduction and modern concepts	Journal of Bodywork and Movement Therapies	reuse in a thesis/dissertation	Completed	4576470548666

Copyright © 2019 Copyright Clearance Center, Inc. All Rights Reserved. [Privacy statement](#) . [Terms and Conditions](#) . Comments? We would like to hear from you: E-mail us at customer@copyright.com

De: Ana Gómez Acevedo <agomez@contactphoto.com>

A: Orlando Conde Vázquez <orlando.conde@rai.usc.es>

Hola Orlando,

sólo la puedes utilizar para la tesis.

La foto ha de ser creditada:

© Dennis Stock/Magnum Photos/Contacto

La adjunto.

Gracias

Ana Gómez Acevedo

Agencia de fotografía Contacto

Paseo de la Castellana, 210 2ª Planta

28046 Madrid, España

Teléfono: (+34) 915 045 963

www.contactphoto.com

RESPONSABLE: IMÁGENES PRENSA Y MULTIMEDIA S.L./CASTELLANA 210, 28046, MADRID | **FINALIDAD PRINCIPAL:** Gestionar la relación comercial/profesional | **LEGITIMACIÓN:** consentimiento del interesado/Ejecución de un contrato/Interés legítimo | **DESTINATARIOS:** no se cederán datos a terceros, salvo autorización expresa u obligación legal. | **DERECHOS:** acceder, rectificar y suprimir los datos, portabilidad de los datos, limitación u oposición a su tratamiento, transparencia y derecho a no ser objeto de decisiones automatizadas. | **INFORMACIÓN ADICIONAL:** puede consultar la información adicional y detallada sobre nuestra política de privacidad solicitándola | **CONFIDENCIALIDAD:** Si Ud. no es el destinatario y recibe este mail/fax por error, rogamos se ponga en contacto con nosotros y destruya de inmediato el mail/fax por error recibido con todos sus documentos adjuntos sin leerlos ni hacer ningún uso de los datos que en ellos figuren, ateniéndose a las consecuencias que de un uso indebido de dichos datos puedan derivarse.

De: Orlando Conde Vázquez <orlando.conde@rai.usc.es>

A: Contact magnumphotos <contact@magnumphotos.com>

Hello,

I am a PhD student in Universidade de Santiago de Compostela, Spain. I would like to use your photo wit Image Reference:

PAR142514

(STD1967004K002)

It's for academical use only (non-commercial), for my thesis. Please explain to me how the picture should be referenced. Thank you.

Regards,

Orlando Conde



Permissions

4th Floor, Auto Atlantic
Corner, Hertzog Boulevard &
Heerengracht
Cape Town, 8001
South Africa
USAPermissions@pearson.com

Jun 18, 2019

PE Ref # 209159

Orlando Conde Vázquez
Universidade de Santiago de Compostela
Travesía del Restollal, 1-A, bajo
Santiago de Compostela
A Coruña, 15702
SPAIN

Dear Orlando Conde Vázquez,

You have our permission to include content from our text, ***HUMAN ANATOMY & PHYSIOLOGY, 9th Ed. by MARIEB, ELAINE N.; HOEHN, KATJA***, in your dissertation or masters thesis at Universidade de Santiago de Compostela.

Content to be included is:
470 Figure 12.31

Sent to Lauren Harp for approval. Approved, see attachment.

Please credit our material as follows:
MARIEB, ELAINE N.; HOEHN, KATJA, HUMAN ANATOMY & PHYSIOLOGY, 9th, ©2013. Reprinted by permission of Pearson Education, Inc., New York, New York.

Sincerely,
Michael Prince,
Permissions Granting Analyst

Good afternoon Orlando

Thank you for your last emails, I apologise for not replying sooner. It is all right to use the images you have requested for your thesis, provided you give the credits to John Wernham and T. Edward Hall as the authors, that permission has been granted for their use by the John Wernham College of Classical Osteopathy (Maidstone UK), and that the images will not be used for commercial purposes.

I wish you success with your PhD, I will be interested to know the result!

With kind regards

Gail Roots

Gail Roots BSc (Hons)

Principal JWCCO



John Wernham College of Classical Osteopathy, 28-30 Tonbridge Road,
Maidstone, Kent, ME16 8RT

Tel: + 44 (0)1622 76 50 55

[Web](#) | [vCard](#) | [eMail](#) | [Facebook](#)

This email is intended solely for the person or organisation to whom it is addressed.

If you are not the intended recipient you must not copy, distribute or disseminate the information or take any action in reliance of it.

Any views expressed in this email are those of the individual sender except where the sender specifically states them to be the views of JWCCO.

If you have received this email in error do not open any attachment but please notify the sender (above) and delete this email from your system.

Please rely on your own virus check. No responsibility is taken by the sender for any damage arising out of any bug or virus infection.



El autor se reserva el derecho a la edición y comercialización en cualquier formato de la presente tesis doctoral, quedando su difusión pública bajo la administración de la Universidade de Santiago de Compostela a través del repositorio institucional “*Minerva*” y condiciones de uso con licencia *Creative Commons BY-NC-ND*. Asimismo, se informa del reconocimiento y protección de la propiedad intelectual a la que está sometida según se recoge en el Real Decreto 1791/2010, de 30 de diciembre por el que se aprueba el Estatuto del Estudiante Universitario.

En Santiago de Compostela, a 24 de Junio de 2019